

Vysoká škola Báňská – Technická univerzita Ostrava

Fakulta strojní

Katedra mechaniky

Návrh a pevnostní kontrola vybraných částí mechanismu radiofrekvenčního operačního nástroje

Design and Stress Analysis of Selected Parts of Radio-frequency Surgical Instrument

Student:

Jaroslav Jořenek

Vedoucí diplomové práce:

Ing. Hlaváčková Milada, Ph.D.

Ostrava 2010

Zadání bakalářské práce

Student: **Jaroslav Jořenek**
Studijní program: B2341 Strojírenství
Studijní obor: 3901R003 Aplikovaná mechanika
Téma: **Návrh a pevnostní kontrola vybraných částí mechanismu
radiofrekvenčního operačního nástroje
Design and Stress Analysis of Selected Parts of Radio-frequency
Surgical Instrument**

Zásady pro vypracování:

1. Rozbor a analýza mechanismu s ohledem na jeho užití v chirurgii.
2. Návrh mechanismu a jeho rozbor z hlediska kinematických a silových poměrů.
3. Pevnostní kontrola vybrané části mechanismu.
4. V průběhu návrhu budou dílčí kroky konzultovány s vybraným medicínským pracovištěm (FNSP Ostrava).

Seznam doporučené odborné literatury:

PENHAKER, M. IMRAMOVSKÝ, M., TIEFENBACH, P., Lékařské diagnostické přístroje – učební texty. Ostrava: 2004. ISBN 80-248-0751-3.

KRATOCHVÍL, B. a kol. Úvod do studia materiálů, Vysoká škola chemicko-technologická v Praze, Praha 2005, ISBN 80-7080-568-4.

BROZINO, J.D. : The biomedical engineering handbook. CRC Press, Boca Raton, 1995.

WEBSTER, J.G.: Medical instrumentation: application and design, Hoboken (USA), Wiley, 1998. ISBN 0-471-15368-0.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Milada Hlaváčková, Ph.D.**

Datum zadání: 20.10.2009

Datum odevzdání: 21.05.2010



doc. Ing. Jiří Podešva, Ph.D.
vedoucí katedry

prof. Ing. Radim Farana, CSc.
děkan fakulty

Místopřísežné prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem celou bakalářskou práci včetně příloh vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a uvedl jsem všechny použité podklady a literaturu.

V Ostravě 21. května 2010

.....

podpis studenta

Prohlašuji, že

- jsem byl seznámen s tím, že na moji bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., autorský zákon, zejména § 35 – užití díla v rámci občanských a náboženských obřadů, v rámci školních představení a užití díla školního a § 60 – školní dílo.
- beru na vědomí, že Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava (dále jen „VŠB-TUO“) má právo nevýdělečně ke své vnitřní potřebě bakalářskou práci užít (§ 35 odst. 3).
- souhlasím s tím, že bakalářská práce bude v elektronické podobě uložena v Ústřední knihovně VŠB-TUO k nahlédnutí a jeden výtisk bude uložen u vedoucího bakalářské práce. Souhlasím s tím, že údaje o kvalifikační práci budou zveřejněny v informačním systému VŠB-TUO.
- bylo sjednáno, že s VŠB-TUO, v případě zájmu z její strany, uzavřu licenční smlouvu s oprávněním užít dílo v rozsahu § 12 odst. 4 autorského zákona.
- bylo sjednáno, že užít své dílo – bakalářskou práci nebo poskytnout licenci k jejímu využití mohu jen se souhlasem VŠB-TUO, která je oprávněna v takovém případě ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které byly VŠB-TUO na vytvoření díla vynaloženy (až do jejich skutečné výše).
- beru na vědomí, že odevzdáním své práce souhlasím se zveřejněním své práce podle zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů, bez ohledu na výsledky její obhajoby.

V Ostravě 21. května 2010

.....

podpis

Jméno a příjmení autora práce:

Jaroslav Jořenek

Adresa trvalého pobytu autora práce:

Náměstí Míru 87, 789 73 Úsov

Poděkování

Rád bych tímto poděkoval Ing. Hlaváčkové, Ph.D. za odborné vedení při zpracování této bakalářské práce a prof. Ing. Horylovi, CSc. za pomoc při výpočtech. Dále Ing. Penhakerovi, Ph.D. a Doc. MUDr. Vávrovi za poskytnuté odborné informace.

ANOTACE BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

JOŘENEK, J. *Návrh a pevnostní kontrola vybraných částí mechanismu radiofrekvenčního operačního nástroje: bakalářská práce*. Ostrava: VŠB – Technická univerzita Ostrava, Fakulta strojní, Katedra mechaniky, 2010, 56 s. Vedoucí práce: Ing. Hlaváčková, Ph.D.

Cílem bakalářské práce je navrhnout mechanismus laparoskopického operačního nástroje pro lepší vypálení obvodu jater a pro lepší přístup k těžko dostupným místům v oblasti jater. Dále by měla být zachována kompatibilita s elektrochirurgickým radiofrekvenčním generátorem RITA. Bakalářskou práci lze rozdělit na teoretickou a praktickou část. Teoretická část se zabývá historií laparoskopie, nástroji a průběhem laparoskopické operace. Praktická část je rozdělena na dvě kapitoly, přičemž první kapitola je zaměřena na návrh mechanismů a popisuje laparoskopický operační nástroj. Druhá kapitola praktické části se zabývá metodou konečných prvků, silovými poměry, pevnostní kontrolou, ztrátou stability tvaru a modální analýzou vybraného mechanismu.

ANNOTATION OF BACHELOR THESIS

JOŘENEK, J. *Design and Stress Analysis of Selected Parts of Radio-frequency Surgical Instrument: Bachelor Thesis*. Ostrava: VŠB – Technical University of Ostrava, Faculty of Mechanical Engineering, Department of Mechanics, 2010, 56 s. Thesis Head: Ing. Hlaváčková, Ph.D.

The aim of this work is to propose an operational mechanism of laparoscopic tool for better firing circuit for the liver and better access to difficult places available in the liver. Furthermore, should retain compatibility with the radiofrequency generator elektrochirurgickým Rita. Bachelor thesis can be divided into theoretical and practical parts. The theoretical part deals with the history of laparoscopy, and instruments during laparoscopic surgery. The practical part is divided into two chapters, the first chapter focuses on the design of mechanisms and describes a laparoscopic surgical instrument. The second chapter deals with the practical part of the finite element method, force-ratios, stress control, loss of shape stability and modal analysis of the selected mechanism.

OBSAH

	strana
Seznam použitého značení	10
2 Laparoskopie a laparoskopická radiofrekvenční ablace jaterních nádorů	13
2.1 Historie laparoskopie	13
2.2 Technické předpoklady a nástroje videolaparoskopie	13
2.3 Průběh laparoskopické operace	15
2.4 Minilaparoskopie a mechanická ruka	16
2.5 Srovnání výhod a nevýhod laparoskopické a klasické operace	16
2.6 Laparoskopická radiofrekvenční ablace jaterních nádorů	17
3 Návrh mechanismu laparoskopického operačního nástroje – variantní řešení. 18	18
3.1. Návrh laparoskopického operačního nástroje se třemi klouby	21
3.2. Návrh laparoskopického mechanismu se dvěma klouby	23
4 Pevnostní kontrola vybraných částí mechanismu	26
4.1 Zjištění zatěžovací síly	26
4.2 Mechanické vlastnosti zvolených materiálů	27
4.3 Výpočet momentů a reakčních sil ve vetknutí	28
4.4 Zjednodušení výpočtového modelu	31
4.4.1. Slepené kontakty	32
4.4.2. Vytvoření sítě	33
4.4.3. Zadání okrajových podmínek	34
4.5 Výpočty při uvažování lineárního zatížení	35
4.5.1. Poloha 1	35
4.5.2. Poloha 2	37
4.5.3. Poloha 3	39
4.5.4. Poloha 4	41
4.5.5. Poloha 5	43
4.5.6. Poloha 6	45
4.6 Výpočty při uvažování nelineárního zatížení	47

4.6.1. Výpočet nelineárního zatěžovacího případu typu 1 pro polohu 5	48
4.6.2. Výpočet nelineárního zatěžovacího případu typu 2 pro polohu 5	49
4.6.3. Výpočet nelineárního zatěžovacího případu typu 1 pro polohu 6	51
4.6.4. Výpočet nelineárního zatěžovacího případu typu 2 pro polohu 6	52
4.7 Srovnání výsledků lineárního a nelineárního zatížení	54
5. Závěr	55
6. Použitá literatura	57
7. Seznam příloh.....	58

SEZNAM POUŽITÉHO ZNAČENÍ

CT	Počítačová tomografie
RFA	Radiofrekvenční ablace
MKP	Metoda konečných prvků
CPIT	Centrum pokročilých inovačních technologií
ABS	Acrylonitril butadien styren
HMH	Huber Mises Hencky
FEI	Fakulta elektrotechniky a informatiky
FNO	Fakultní nemocnice Ostrava
FS	Fakulta strojní
VŠB-TUO	Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava
F_j	zatěžovací síla na jednu jehlu
F_x	zatěžovací síla v ose x
F_y	zatěžovací síla v ose y

1 ÚVOD

Lidská játra jsou největší žlázou těla a největším vnitřním orgánem vůbec. Váží kolem 1,5 kg a v klidu jimi protéká každou minutu 1,5 litru krve. Ve srovnání s ostatními orgány jsou játra jedinečná tím, že jsou napojena na dva krevní oběhy současně. Vede k nim jednak přírodní tepna velkého oběhu, tedy jaterní tepna odstupující z aorty, jednak přírodní žíla z břišní oblasti neboli portální žíla. Portální žílou přitéká do jater krev ze střev, sleziny a slinivky břišní, obsahující látky získané trávením a resorpcí z potravy. Játra mají pro organismus životně důležitý význam. Jednou z mnoha jejich funkcí je produkce důležitých bílkovin krevní plazmy. K těmto bílkovinám patří například albumin, který reguluje výměnu vody mezi krví a tkáněmi, dále tzv. komplement, což je skupina bílkovin hrajících důležitou roli v imunitním systému, koagulační faktory, jež umožňují srážení krve, a globin - součást hemoglobinu. Játra produkují rovněž cholesterol a některé speciální lipoproteiny umožňující transport tuků v krvi. Třebaže funkce jater jsou neobyčejně komplexní, jde o pozoruhodně přizpůsobivý orgán, který je schopen zajistit požadované funkce i tehdy, je-li zničena či chirurgicky odstraněna polovina, v některých případech až tři čtvrtiny jeho tkáně. Přesto však není radno vystavovat játra zbytečným zdravotním rizikům, protože jejich detoxikační funkce je nenahraditelná.

Onemocnění jater patří mezi častá onemocnění především v rozvojových zemích a mezi některými sociálně specifickými skupinami obyvatel. Formy onemocnění se pohybují od mírné a snadno léčitelné po pokročilé onemocnění. Nádorová onemocnění jater se dělí na benigní a maligní nádory. Mezi benigní ložiskové léze patří hemangiom, který je nejčastější, adenom a modulární hyperplazie. Ty jsou spíše nacházeny náhodně při ultrazvukovém a CT vyšetření břicha. V popředí pozornosti jsou však především maligní nádory jater, které ohrožují nemocného na životě. Zhoubné nádory patří celosvětově mezi nejčastější příčiny úmrtí. Bezprostředním následkem nádorového onemocnění je narušení funkce vitálně důležitého orgánu (nejčastěji mozku, plic či jater) nekontrolovaně rostoucí nádorovou masou. Zhoubné nádory jater jsou velmi časté. Podle epidemiologických studií v roce 1998 přesahoval dokonce počet zemřelých za rok počet nově hlášených nemocných, což znamená, že většina nemocných se nedožila jednoho roku od stanovení diagnózy. V posledním desetiletí však došlo k významnému pokroku v systémové léčbě nádorů nejčastěji metastazujících do jater.

Laparoskopického přístupu se využívá jak při diagnostických výkonech (diagnostická laparoskopie) tak operačních zákrocích (operační laparoskopie). Diagnostická laparoskopie slouží k tomu, že se operátor podívá do dutiny břišní a hledá případné abnormality, popřípadě může odebrat vzorky tkání na histologické vyšetření. Operačních zákroků, které využívají laparoskopického přístupu je celá řada – například resekce jater, odstranění žlučníku, operace kýly, bandáž žaludku, operace slepého střeva a

gynekologické operační zákroky. Zavedení laparoskopické chirurgie přináší pro většinu nemocných zlepšení pooperačního komfortu. Projevuje se především zmenšením pooperační bolesti, zkrácením hospitalizace a zrychlením rekonvalescence.

Cílem bakalářské práce je navrhnout mechanismus laparoskopického operačního nástroje pro lepší vypálení povrchu jater a pro lepší přístup k těžko dostupným místům v oblasti jater. Dále by měla být zachována kompatibilita s elektrochirurgickým radiofrekvenčním generátorem RITA.

Bakalářskou práci lze rozdělit na teoretickou a praktickou část. Teoretická část se zabývá historií laparoskopie, technickými předpoklady a nástroji pro videolaparoskopii a průběhem laparoskopické operace. Dále je zaměřena na srovnání laparoskopických a klasických operací a laparoskopickou radiofrekvenční ablací jaterních nádorů. Praktická část je rozdělena na dvě kapitoly, přičemž první kapitola je zaměřena na návrh mechanismu a popisuje laparoskopický operační nástroj, radiofrekvenční generátor a dva návrhy kloubových mechanismů. Druhá kapitola praktické části se zabývá metodou pevnostní kontrolou silových poměrů, kontrolou ztráty stability tvaru a modální analýzou vybraného mechanismu.

2 LAPAROSKOPIE A LAPAROSKOPICKÁ RADIOFREKVENČNÍ ABLACE JATERNÍCH NÁDORŮ

Endoskopická chirurgie je poměrně nový chirurgický obor, který se velmi rychle prosazuje. Využívá minimální invazivní přístup téměř do všech částí lidského těla. Nejrozšířenějším endoskopickým zákrokem jsou operace v dutině břišní, které jsou označovány jako terapeutická laparoskopie. Laparoskopii využívají chirurgové a gynekologové. Laparoskopická chirurgie splňuje stejné cíle jako klasická chirurgie, jen přístup je zcela odlišný.

2.1 Historie laparoskopie

Původně byla laparoskopie zavedena jako diagnostická metoda. Počátky jsou datovány od roku 1901, kdy byl v Petrohradě D. Ottem proveden první diagnostický pohled do dutiny břišní přes zrcátko. Ve stejném roce Georg Kelling vyšetřil nafouknutou dutinu břišní u zvířete pomocí cystoskopu. Zprvu šlo tedy jen o vizuální zhodnocení povrchu orgánů, například povrchu jater, hodnocení cirhotických změn nebo rozsahu nádorového postižení. H. Kalk z Berlína přispěl k rozvoji diagnostické laparoskopie tím, že v roce 1929 zavedl punkční techniku na jaterní biopsie a od roku 1934 se při laparoskopii začala používat monopolární koagulace. O čtyři roky později vyvinul Veress jehlu k založení pneumoperitonea, která se s malými modifikacemi používá i v současné době při laparoskopických operacích¹.

K laparoskopii měli blíže spíše gynekologové. K. Semm vypracoval v polovině šedesátých let laparoskopickou techniku víceportového přístupu. V roce 1981 byla provedena první laparoskopická apendektomie. Další rozvoj techniky umožnil současný překotný rozvoj laparoskopických operací. Zavedení videopřenosu z dokonale osvětlené, insuflace zpřehledněné dutiny břišní, umožnil roku 1987 provést první laparoskopickou cholecystektomii P. Mouretem ve Francii.

Cesta k rozšíření terapeutické laparoskopie byla poté velmi rychlá. Výrobci techniky zcela správně odhadli možnosti vývoje a výroby vybavení pro úplně nový způsob vedení operací. V rozvinutých zemích rozvoj laparoskopie podpořily pojišťovny, protože významně ušetřily při proplácení zkrácené hospitalizace. Výsledkem bylo velmi rychlé rozšíření laparoskopických operací prakticky po celém světě. První laparoskopická operace v České republice byla provedena v roce 1991.

2.2 Technické předpoklady a nástroje videolaparoskopie

Pro rozvoj laparoskopické chirurgie bylo stěžejní zavedení snímání světelného paprsku fotosenzorem kamery a jeho přeměnění na elektrický signál. Je zapotřebí snímat

alespoň tři barevné složky obrazu. Snímání kamerou s jedním čipem je levnější avšak s menší kvalitou rozlišovací schopnosti. Kamera se třemi čipy je podstatně složitější, počet fotosenzorů v čipech je vyšší ale výhodou je vysoká rozlišovací schopnost. Zpracované elektrické signály jsou vedeny z kamerové jednotky do monitoru, kde se zobrazuje snímáný obraz. Chirurg tedy vidí reálný obraz nálezu v dutině břišní, podle nějž manipuluje s nástroji a kontroluje na monitoru svoji činnost.

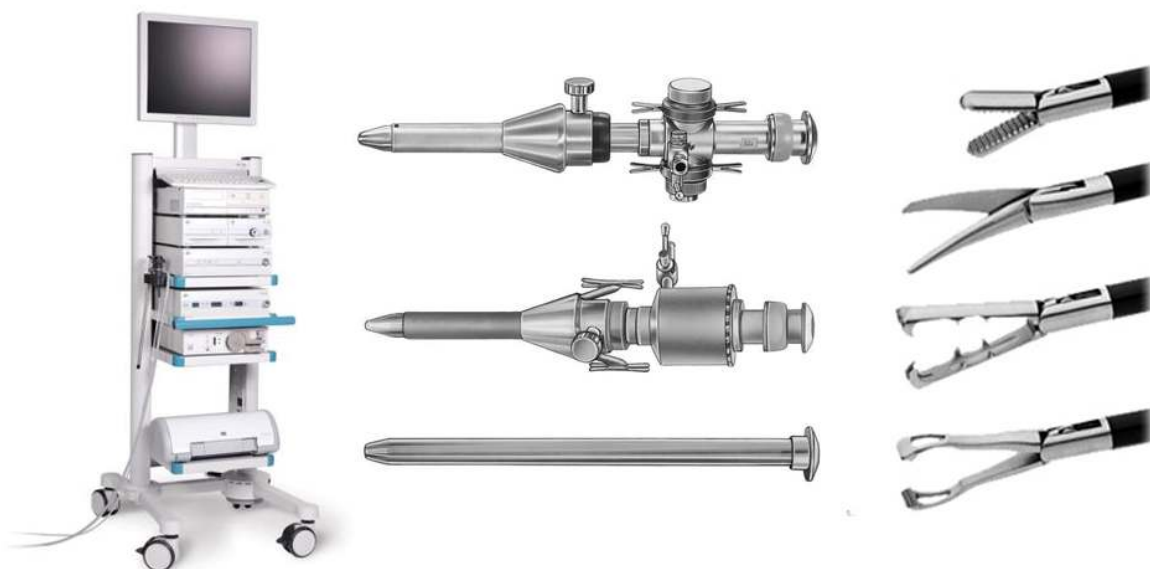
Monitory v laparoskopické chirurgii musí jasně reprodukovat s vysokou rozlišovací schopností. Zdroje světla pro laparoskopii musí být dostatečně výkonné, vhodná je automatická regulace intenzity světla a musí být náhradní zdroj pro případ náhlé poruchy. Používají se xenonové nebo halogenové lampy 400 až 500 W. Ze získaného světla se odfiltrovává tepelná složka a takto vzniklé tzv. studené světlo je vedeno spojovacím kabelem do laparoskopu s optikou. Laparoskop je rigidní trubice vybavená optikou a spojovací komponentou na světlovaný kabel a kameru. Zakončení bývá rovné, dávající přímý pohled nebo šikmé v úhlu 15, 30 či 45 stupňů, umožňující pohled tzv. za roh. Optiky s většími úhly jsou výhodné k získání přehledu v hůře přístupných místech, např. v pankreatu nebo při vyšetření pro náhlou příhodu břišní. Na laparoskop se napojuje také čipová kamera a ten se pak zavádí přes trokarový vstup do dutiny břišní. Dalším nezbytným vybavením je insuflátor, což je zařízení k regulovanému a zabezpečenému nafouknutí dutiny břišní. Insuflátor zajišťuje trvalý tlak ve zvolené hodnotě a je vybaven alarmem pro případ přetlaku. K plnění dutiny se používá oxid uhličitý z tlakové nádoby. Potřebnou součástí laparoskopické sestavy je také přístroj pro oplachování na výplachy dutiny břišní fyziologickým roztokem a odsávání ascitu nebo tekutiny z operačního pole.

Možnost dokumentace a záznamu na videokazetu je výhodná jak pro výuku, tak pro studium a přednášky a také je velmi důležitá pro kontrolu postupu. Pro usnadnění obsluhy se celé vybavení nezbytné pro laparoskopickou chirurgii skládá do tzv. věže, kde nejvýše v úrovni očí je monitor, pod ním kamerová jednotka, zdroj osvětlení, insuflátor, video, zařízení k oplachu a odsávání a elektrokoagulační jednotka.

Mezi hlavní nástroje patří Veressova jehla, trokary, preparační háčky, kleště, nůžky, disektory. Dále jsou to např. jehelce, šicí materiály, laparoskopické vaky, aplikátory klipů a svorek, staplery a sítky¹.

Veressova jehla je bezpečnostní jehla k založení pneumoperitonea. Prostupuje tkání a ve chvíli proniknutí vrstvou vyskočí vpřed tupý mandin, který ochrání další struktury např. střeva, játra před poraněním. Trokary o průměrech 5, 10, 12 a více mm slouží k zavádění potřebných nástrojů. Jsou používány varianty na jedno použití či resterilizovatelné kovové na opakované použití. Preparační háčky mající různé tvary jsou nástroje, kterými je možné preparovat, separovat vrstvy, přerušovat tkáně a zastavovat krvácení elektrokoagulací. Kleště slouží k úchopu tkání, orgánů, kamenů, předmětů. Tvary

jsou přizpůsobeny účelu použití. Atraumatické nehmoždí stěnu drženého orgánu avšak nejsou pevné. Zatímco pevné kleště působí ostřejšími hranami nebo zuby a mohou se použít na držení odstraněné části orgánu (střeva), nebo odstraněného celého orgánu např. žlučníku, či vypadlých žlučnickových kamenů. Disektory slouží k separaci tkání, pomáhají k bezpečné direkci v méně přehledném terénu, kdy nelze stříhat nůžkami nebo naslepo pálit elektrokoagulací. Teprve jasně vypreparovaná struktura může být přerušena.



Obrázek 1 – Operační věž a vybrané operační nástroje

Všechny výše uvedené nástroje mohou být napojeny na monopolární elektrokoagulaci. Tak je možné při práci s nástrojem cíleně stavět krvácení nebo přerušovat tkáň elektrickým řezem. Podmínkou je umístění jedné elektrody na stehno nebo pod tělo pacienta, druhá elektroda je vlastně pracovní nástroj. Dalšími možnostmi ke stavění krvácení jsou bipolární koagulace, ultrazvukový skalpel či laser. Bipolární koagulaci pracuje průchodem proudu mezi elektrodami, kterými se drží tkáň. Ultrazvukový skalpel se nejčastěji používá v chirurgii jater. Fotokoagulace laserem má jen úzké spektrum použití a vzhledem k vysoké pořizovací ceně se používá jen výjimečně.

2.3 Průběh laparoskopické operace

Laparoskopická operace se provádí za sterilních podmínek na operačním sále v celkové anestézii. Po důkladné desinfekci v širokém okolí se provede 1 - 2 cm miniřez a zavede se do dutiny břišní Veressova jehla s chráněným hrotem. Touto jehlou se do dutiny břišní aplikuje oxid uhličitý, tím se břišní stěna nadzvedne a zvětší se tak prostor pro manipulaci s nástroji a přístroji, které jsou pro vyšetření nebo léčebný zákrok potřeba⁸. Poté se skrz stejný otvor zavede trokar, což je kovová nebo plastová trubička, která pomocí zpětného ventilu zamezuje úniku plynu z dutiny břišní. Trokarem se také zavádí laparoskopická optika s připojeným světelným kabelem a endoskopickou kamerou. Ta

umožňuje přenos obrazu vyšetřovaných orgánů na monitor. Odtud má lékař možnost zhodnotit celou dutinu břišní a detailně si prohlédnout povrchové změny vyšetřovaných orgánů. Prosvícením stěny břišní vybereme místa pro zavedení dalších trokarů. Dané prosvícení umožní vidět a neporanit cévy v břišní stěně. Dalšími vpichy se zavádějí trokary různých průměrů, dle používaných laparoskopických nástrojů a rozsahu operačního výkonu. Laparoskopické nástroje umožňují širokou škálu úkonů, jako stříhání, řezání, stavění krvácení, šití, oplachování, odsávání, použití laseru a další. Všechny laparoskopické nástroje jsou konstruovány tak, aby prošly trokary, které jsou zavedené skrz stěnu břišní. Touto cestou také prochází všechno, co je nutné z dutiny břišní odstranit.

2.4 Minilaparoskopie a mechanická ruka

Vyráběny jsou již i laparoskopická nástroje, trokary a laparoskopy o průměru 2 až 3 mm. Cílem používání těchto nástrojů je snaha snížit traumatizaci břišní stěny a také zlepšit kosmetický výsledek operace. Tzv. pain-mapping je diagnostická metoda minilaparoskopie v lokální anestézii, kdy se nástrojem palpuje neboli vyšetřuje hmatem v dutině břišní a nemocný napomáhá svými údaji v určení bolestivého místa. Využívá se především v gynekologii.

Flexibilní držák s několika mechanickými klouby tzv. mechanická ruka se používá na držení laparoskopu nebo nástrojů tehdy, když je snaha ušetřit ruce chirurga. Více se využívá v zahraničí, kde operuje chirurg jen se sestrou. Vedle jednoznačné ekonomické výhodnosti je pevně zakotvená kamera klidná, neovlivněná třesem, rozptýlením či nepozorností chirurga. Na druhé straně je však velmi cenné, když asistující chirurg pozorně sleduje průběh operace.

2.5 Srovnání výhod a nevýhod laparoskopické a klasické operace

Není absolutně vhodné stavět laparoskopickou a klasickou operaci do protikladu. Laparoskopie je u některých operací výhodnější pro pacienta, klasická operace je pojistkou dokončení operace v případě problémů a zůstává zlatým standardem v řešení komplikovaných situací. Při laparoskopické operaci se minimalizuje přístup do dutiny břišní na nejnutnější počet trokarových vpichů a přehled v cílové oblasti je získán videopřenosem z místa operace. Při výhodách laparoskopie směrem k operovanému pacientovi, které je možné vidět v tabulce č. 1., je s podivem, že se již neoperuje výhradně laparoskopicky. Operace provedená laparoskopicky za 6 až 8 hodin pravděpodobně již nebude racionální, protože dlouhodobá narkóza není příznivá a i operační zátěž manipulací a pneumoperitonee může pacienta zatížit více než operace

klasická. Dalším důvodem, proč neprovádět operace pouze laparoskopicky, by mohlo být ekonomické hledisko. Zakoupení videolaparoskopického vybavení stojí 1,2 až 1,5 milionu Kč. Dlouhodobá narkóza je také drahá, svoji vyšší cenu mají sítě a svorkovače na titanové svorky, drahé jsou staplery na přerušení nebo spojení útroby. Proto operující chirurg musí volit metodu ve prospěch pacienta, ale ekonomicky únosnou pro nemocnici.

	Klasická	Laparoskopická
Stěna břišní poraněna	silně	málo
Pohmoždění útroby	větší	malé
Pooperační bolesti	větší	malé
Obnovení činnosti trávicího traktu	3. – 5. den	1. – 3. den
Doba hospitalizace	3 – 14 dní	1 – 9 dní
Návrat do běžného života	3 – 8 týdnů	1 – 5 týdnů
Kosmetický efekt	malý	příznivý

Tabulka 1 – Srovnání klasické a laparoskopické operace¹

2.6 Laparoskopická radiofrekvenční ablace jaterních nádorů

Laparoskopická radiofrekvenční ablace (RFA) je využívána u nemocných, kteří snesou větší operační zátěž a u nichž jsou ložiska v jaterním parenchymu umístěna tak, že použití transkutánního přístupu by znamenalo možné riziko tepelného poškození přilehlých orgánů. Výhodou laparoskopického přístupu je možnost použití peroperačního ultrazvuku, jehož přínos pro detekci jaterních metastáz do 1 cm³ je pro další postup rozhodující. Dle mnoha zkušeností se liší předoperační nález a nález při peroperačním ultrazvukovém a manuálním vyšetření až ve 38 %⁵.

Nevýhodou laparoskopie je do značné míry nemožnost jejího použití po předchozích velkých výkonech v oblasti nadbříšku a pravého podžebří. Přestože je obvyklý přístup do dutiny břišní po vytvoření pneumoperitonea pomocí Veressovy jehly, je v případech po předchozí laparotomii lepší použít zavedení trokaru otevřenou cestou. Laparoskopický přístup vždy začíná diagnostickou laparoskopií k vyloučení mimojaterního postižení a při podezření na malignitu se odebírají histologické vzorky tkání. Většinu laparoskopických výkonů lze provést se dvěma 10mm porty zavedenými v nadbříšku či jeden v pupku a jeden v pravém podžebří. Jeden port je pro optiku a druhý pro laparoskopickou ultrazvukovou sondu. Samotná RFA se zavádí po uvolnění jater a po provedení laparoskopického ultrazvukového vyšetření jater ze zvláštních vpichů přímo přes kůži. V případě metastázy uložené v blízkosti přilehlého orgánu lze tento orgán pomocí retraktoru odsunout do bezpečné vzdálenosti tak, aby nebyl termicky poškozen⁵.

3 NÁVRH MECHANISMU LAPAROSKOPICKÉHO OPERAČNÍHO NÁSTROJE – VARIANTNÍ ŘEŠENÍ

Operační nástroje Habib jsou speciálně navrženy pro resekci jater profesorem Nagi Habibem z londýnské nemocnice Hammersmith¹⁰. Přístroj využívá radiofrekvenční vlny na spálení tkáně kolem nádoru a vytváří potřebný bezpečnostní lem zabraňující nežádoucímu krvácení. Cílem je umožnit chirurgovi odstranit nádor a snížit ztrátu krve při operaci. Habib 4X byl vytvořen ve verzích pro otevřenou chirurgii a v laparoskopické verzi. Nástroj je schopen velmi rychle vytvořit dvouřadou ablaci (spálená nekrotizovaná tkáň, která již při operačním zákroku nekrvácí) kolem nádoru a řeší tím problém s vytvářením nadměrného nekrotického objemu. Habib je licencován ochrannou známkou společnosti EMcision Limited.

Nástroj Habib 4X pro otevřenou ablaci se skládá ze čtyř elektrodových jehel, které jsou zapojeny v bipolárním módu, což znamená že na každém páru elektrodových jehel je připojen jeden pól a radiofrekvenční proud prochází mezi horním a dolním párem elektrod. Vyrábí se ve dvou různých délkách, krátká délka je 6cm a dlouhá 10cm. Rozmístění elektrodových jehel je čtvercové se vzájemnou vzdáleností 8x8mm. Tato vzdálenost zajišťuje kvalitní spálení jaterní tkáně. Konce jehel jsou vedeny v plastovém pouzdře a jejich zajištění proti radiálnímu a axiálnímu posunutí je tvořeno vymezovací podložkou, která zároveň vede proud do jednotlivých párů jehel. Tvar vnějšího plastového krytu je ergonomicky upraven pro lepší uchopení do dlaně operátora. Na spodní straně krytu jsou podélné drážky, které slouží k opření prstů. Plastový kryt je vyroben z odolného tvrzeného plastu, který je zdravotně nezávadný. Přívodní kabel je veden v zadní části nástroje a do plastového držáku prochází přes gumovou průchodku. Na konci přívodního kabelu je speciální koncovka, která je navržena pro použití s radiofrekvenčním generátorem Rita.



Obrázek 2 – Habib 4X pro otevřenou chirurgii

Rita 1500X je elektrochirurgický radiofrekvenční generátor vyrobený společností AngioDynamics, který dává energii pro koagulaci a ablaci měkkých tkání. Generátor je schopen dodávat výkon až 250W, ale maximální výkon je omezen softwarovou kontrolou⁷. Generátor má tři flexibilní sériové porty a je navržen speciálně pro použití s Ritou elektrochirurgickými přístroji. Frekvence proudu je 500kHz a generátor samostatně optimalizuje dodávku energie a při dokončení se automaticky zastaví se zvukovým signálem. Generátor lze spustit a manuálním nebo automatickým režimu, při jeho připojení a zapnutí se nastaví výchozí výkon 125W, který se může změnit v závislosti na tepelných požadavcích jednotlivých typů tkání nebo na komfortu uživatele. Generátor také obsahuje nožní pedál, který lze použít pro zapnutí a vypnutí radiofrekvenčního proudu. Přístroj také pomáhá lékařům k monitorování a řízení ablace v celém procesu. Základní software umožňuje uživatelům vizuálně sledovat teploty tkáně během procesu ablace v reálném čase⁹. Tento software umožňuje uživateli sledovat růst teploty tkáně až na požadovanou teplotu a ta je udržována pomocí generátoru. Ten také rozpozná, který přístroj je připojen a automaticky načte správný protokol.



Obrázek 3 – radiofrekvenční generátor Rita 1500X

Technika laparoskopické resekce je podobná dříve popsané metodě otevřené chirurgie, stručně řečeno se používá k vytvoření koagulační nekrózy. Na rozdíl od otevřeného přístupu je u laparoskopie veden pouze malý řez a pooperační hospitalizace je zkrácena na minimum. Laparoskopický nástroj Habib 4X je určen pro práci na výše uvedeném generátoru Rita 1500X a používá se na pomoc při koagulaci tkáně během peroperačních laparoskopických a chirurgických zákroků. Laparoskopická technologie

může být využita při různých operacích rakoviny, včetně jater a ledvin a nástroj je navržen tak, aby minimalizoval ztrátu krve a krevní transfúze v průběhu resekce⁷. Laparoskopický nástroj se skládá ze čtyř elektrodových jehel, trubice, rukojeti a přívodního kabelu. Průměr elektrodových jehel je 1,6mm a jejich rozmístění je čtvercové se vzájemnou vzdáleností 6x6mm. Tato vzdálenost je omezena z důvodu průchodu trokary menších průměrů. Jehly jsou umístěny na okrajích kružnice a jejich spojnice svírají úhel 90°. Obdélníkové rozmístění jehel je změněno na čtvercové, protože se používá kruhového průřezu a mezi jehlami je stejná vzdálenost, která zajišťuje lepší procházení radiofrekvenčních vln. Elektrodové jehly jsou vyrobeny ze slitiny titanu, jejich aktivní délka je 35mm. Jsou zality v plastovém pouzdře, které jim zároveň zajišťuje vedení. Každé dva páry elektrodových jehel jsou propojeny vodivým materiálem. V plastovém držáku jehel jsou také zalisovány i přívodní kabely pro vedení proudu potřebného pro pálení tkáně a středem vede ocelový drát o průměru 1,5mm. Drát je zakončen plastovou podložkou chránící hroty jehel, které by při procházení trokarem mohly poškodit dutinu břišní. Plastové pouzdro je pevně uchyceno v trubce o průměru 10mm, jejíž délka je 345mm a celý nástroj je tak možno vést přes trokar průměru 11mm. Trubka je vyrobena z nerezové oceli vhodné pro chirurgické nástroje a druhý konec trubky je upevněn do plastové rukojeti. Trubkou vedou do rukojeti přívodní kabely, které jsou zapojeny do dvou tlačítek, které jsou umístěny naproti sobě v přední části rukojeti. Dále je v trubce umístěna i páčka, kterou lékař ovládá vysouvání a zasouvání plastové podložky. Hloubku zasunutí plastové podložky lze ovládat zarážkou v horní části rukojeti, kde se nastaví požadovaná vzdálenost zasunutí plastové zarážky a tím odkrytí elektrodových jehel. Při nastavení menší vzdálenosti vysunutí plastové zarážky se při dosažení této polohy páčka opře o zarážku a nejde již dále posunout.



Obrázek 4 – Habib 4X laparoskopický, ovládání plastové podložky

Plastová rukojeť je ergonomicky tvarovaná pro snadnější uchopení v ruce a ve spodní části rukojeti je přes gumovou průchodku veden přívodní kabel, který je propojen se dvěma tlačítky v přední části rukojeti. Délka přívodního kabelu je asi 3m a je ukončen dvěma speciálními koncovkami, které jsou určeny pro radiofrekvenční generátor Rita 1500X.

Trokar je druh chirurgického nástroje různých průměrů (5-10,12,13...), který vytváří přístup do tělních dutin, k tomuto účelu je vybaven dutým válcem ukončeným broušeným ostřím.



Obrázek 5 – Trokar

Je to kovová nebo plastová trubička z velmi odolného tvrzeného plastu, která pomocí zpětného ventilu zamezuje úniku plynu z dutiny břišní. Používá se pro zavádění nástrojů, výplachy, zavádění implantátů nebo plnění tělních dutin kontrastní nebo separační látkou při vyšetření ultrazvukem. Trokary bývají vybaveny ventilovou technikou, vodičky a dalšími pomůckami, usnadňující činnost operačnímu týmu. Je sterilní a na jedno použití.

3.1. Návrh laparoskopického operačního nástroje se třemi klouby

V dutině břišní není mnoho místa a operátor má omezený přístup při provádění ablace v zadních částech jaterní tkáně, proto bylo nutné vylepšit stávající rovný laparoskopický model.

Mechanismus je tvořen třemi klouby, kloub 1 se ohýbá ve vertikálním směru a jeho maximální natočení je o úhel 45 stupňů, kloub 2 se ohýbá v horizontálním směru maximálně o úhel 90 stupňů na každou stranu a kloub 3 se ohýbá ve vertikálním směru o maximální úhel 85 stupňů od počáteční polohy. Zapichování do jaterní tkáně je možno uskutečnit pomocí tlaku na rukojeť s libovolným nastavením úhlů do takové polohy, kdy je ještě možno zapichování provádět tlakem. Při zapichování pomocí pákového mechanismu se kloub 3 nastaví do koncové polohy pod úhlem 85 stupňů, kloub 2 pod libovolným úhlem a zapichování je prováděno otáčením rukojeti doprava nebo doleva v závislosti natočení kloubu 2. Nástroj je tedy tvořen čtyřmi elektrodovými jehlami pro vpich do tkáně, 3 klouby

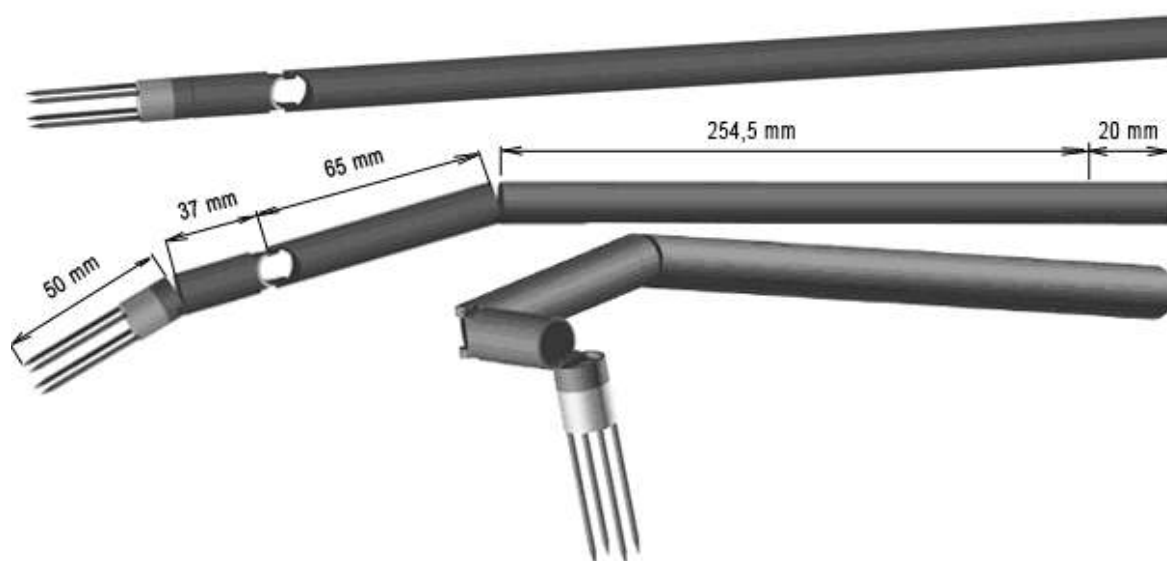
a dvěma rameny (trubky) o průměru 13mm. Průměr ramen je dán vnitřním průměrem používaných trokarů. Elektrodové jehly mají průměr 1,6mm a jsou vyrobeny z oceli, funkční délka jehel je 35mm a jsou zapuštěny do plastového pouzdra ve vzdálenosti 10mm.



Obrázek 6 – Popis mechanismu se třemi klouby

Jehly pracují v bipolárním módu a na každém páru je připojen jeden pól a jehly jsou mezi sebou propojeny. Radiofrekvenční proud pak probíhá mezi horním a dolním nebo levým a pravým párem elektrodových jehel. Rozmístění jehel je čtvercové a jejich vzájemná vzdálenost je 8x8mm. Tato vzdálenost je zvolena pro důkladnější spálení jaterní tkáně. Nevýhodou je použití trokarů většího průměru. Plastové pouzdro brání nežádoucí vodivosti. Hroty jehel jsou zkoseny do vzdálenosti 4mm. Plastové pouzdro má na průměru 13mm délku 10,5mm je upevněno do druhé části kloubu 3 pomocí zmenšení průměru na 11mm po délce 2mm, proti pootočení je zajištěno osazením délky 2mm, které je zasazeno v druhé části kloubu 3. Čep je umístěn v dolní části kloubu 3 a spojuje obě části kloubu 3. Druhá část je k čepu připojena středem a první část je k čepu spojena oběma konci podobně jako u pantu. První část kloubu 3 je připevněna k trubce 3 pomocí zmenšeného průměru na 12mm do délky 5mm, které je zasazeno do vnitřního zvětšeného průměru na 12mm v trubce 3, které je do délky 5,5mm. Proti pootočení jsou uprostřed vyvrtány otvory o průměru 1mm, do kterých jsou po obou stranách zasazeny čepy. Druhá strana trubky 3 je spojena proti pootočení k druhé části kloubu 2 obdobně jako je to u kloubu 3. Kloub 2 je otočný ve vodorovném směru. Obě části kloubu 2 jsou spojeny v horní a spodní části spojovacím čepem, a kloub je otočný na pravou i levou stranu o 90°. Otáčení je umožněno zkosenými hranami na koncích trubky. První část kloubu 2 je vsazena do trubky 2 délky 55 mm a je zajištěna proti otočení pomocí dvou čepů obdobně jako u kloubu 3. K druhému konci trubky je stejným způsobem připevněna druhá část kloubu 1, která je čepem o průměru 1 mm ve spodní části kloubu 1 otočně spojena s první částí kloubu 1. Tato část kloubu je pevně spojena s trubicí 1 o délce 270mm, která je na svém konci uchycena v plastové rukojeti do délky 20 mm. Tato část je chráněna proti otočení pomocí drážek, které jsou umístěny na obou stranách trubky a jsou po celé vzdálenosti uchyceny. Drážky jsou 2 mm široké a jsou do hloubky 1,2 mm.

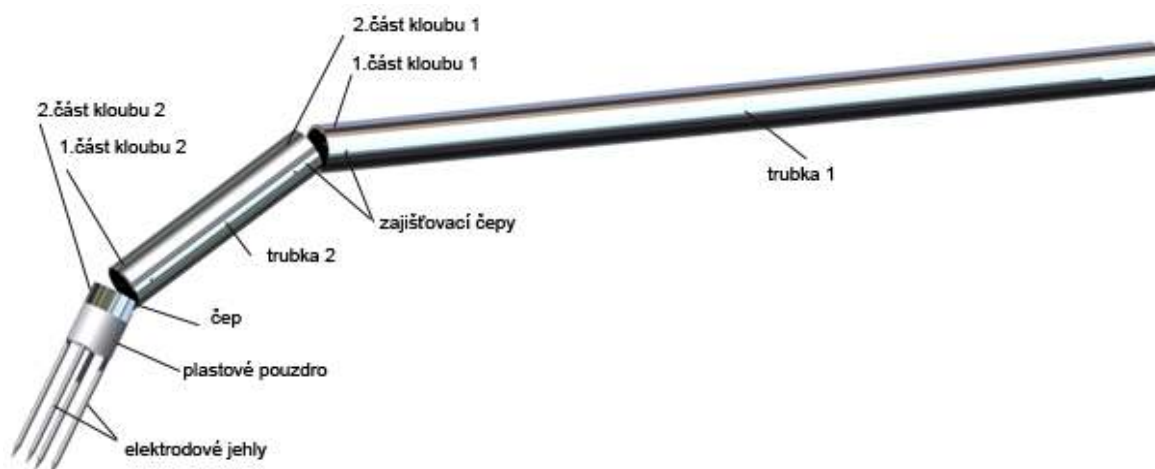
Po následném zhodnocení byl tento návrh z důvodů složitému tvaru a pracnosti při zapichování zamítnut a byla zvolena jednodušší varianta rovinného mechanismu se dvěma klouby, který je jednodušší s menšími náklady na výrobu.



Obrázek 7 – Polohy laparoskopického nástroje se třemi klouby

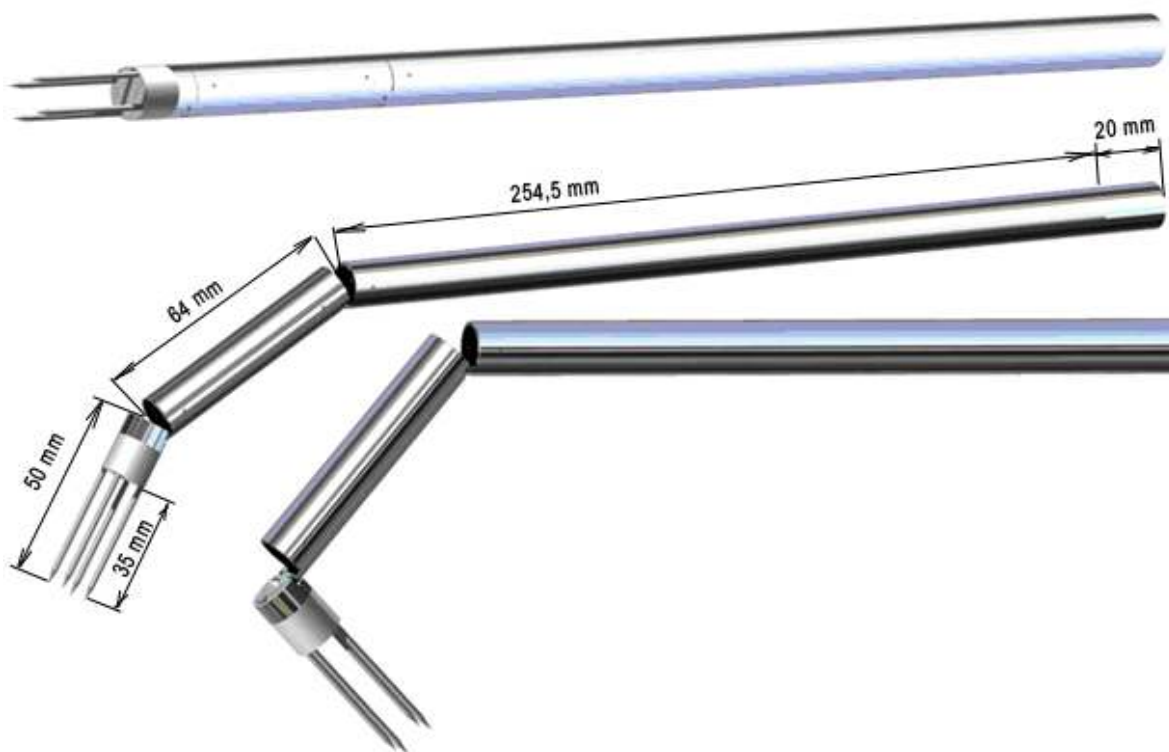
3.2. Návrh laparoskopického mechanismu se dvěma klouby

Mechanismus je tvořen dvěma klouby, které jsou ohýbány v rovině. Mechanismus je možno použít k zapichování v počáteční poloze (přímá poloha) nebo v polohách při variantním natočení jednotlivých částí. Kloub 1 má rozsah otočení maximálně do 45 stupňů a kloub 2 maximálně do 85 stupňů. Při zapichování tlakem na rukojeť může být úhel natočení kloubů libovolně měněn. Při zapichování je kloub 2 nastaven na maximální ohnutí 85 stupňů, trubka 2 slouží jako rameno a pomocí otáčení v kloubu 1 ovládaného z plastové rukojeti dochází k zapichování jehel do jaterní tkáně. Kloub 1 má maximální polohu ohnutí 45 stupňů.



Obrázek 8 – Popis mechanismu se dvěma klouby

Tělo mechanismu je tvořeno čtyřmi elektrodovými jehlami o průměru 1,6mm, které jsou vyrobeny z oceli. Jehly jsou zapojeny v bipolárním módu a mají čtvercovou konfiguraci se vzdáleností jehel asi 8x8mm. Tato vzdálenost je zvolena pro důkladnější spálení jaterní tkáně. Nevýhodou je použití trokarů většího průměru. Každý pól je připojen na jeden pár jehel a radiofrekvenční proud probíhá vždy mezi oběma páry jehel. Délka aktivní části elektrodových jehel je 35mm a na konci jsou uchyceny v plastovém pouzdře do délky 10mm. Jehly mají na konci vytvořeny hroty, které jsou zkosené do délky 4 mm. Pouzdro je vyrobeno z plastu z důvodů požadavku na elektrickou izolaci. Tělo mechanismu má kruhový průřez o maximálním průměru 13mm, což je maximální průměr pro průchod trokarem. Pouzdro má průměr 13mm o délce 10,5 mm a pro vsazení do druhé části kloubu 2 má zmenšení průměr na 11mm, délka zmenšeného průměru je 4mm a na konci je osazení, které brání pouzdru proti otočení. Obě části kloubu 2 jsou spojeny ve spodní části čepem o průměru 1 mm a délce asi 9,4 mm. Čep je zasazen do válcových děr u druhé části kloubu středem a první části kloubu na obou koncích.



Obrázek 9 – Polohy laparoskopického nástroje se dvěma klouby

První část kloubu 2 má osazení o průměru 12mm a délky 5mm, které je zasazeno do protikusu v trubce 2 délky 55 mm. Obě části jsou zajištěny proti otočení pomocí zajišťovacích čepů, který má průměr 1mm a je vsazen do válcových děr uprostřed osazení po obou stranách. Na druhém konci trubky 2 je druhá část kloubu 1 připevněna a spojena čepem k první části kloubu 1 analogickým způsobem. Podobně je první část kloubu 1 připevněna k trubce 1, zajišťovací čepy jsou opět připevněny po obou stranách osazení. Trubky a části kloubů byly navrženy odděleně pro jednoduchost výroby, protože části

kloubů, ve kterých je uchycen čep jsou poměrně výrobně složité. První část kloubu 1 je stejná s první částí kloubu 2 což usnadní výrobu. Trubka 1 má viditelnou délku 250 mm a na svém konci je uchycena v plastové rukojeti do hloubky 20mm. Proti pootočení je zajištěna dvěma drážkami, které jsou umístěny proti sobě po celé délce zapuštěné části trubky. Podrobné rozměry částí mechanismu jsou uvedeny v příloze B ve výkresové dokumentaci.

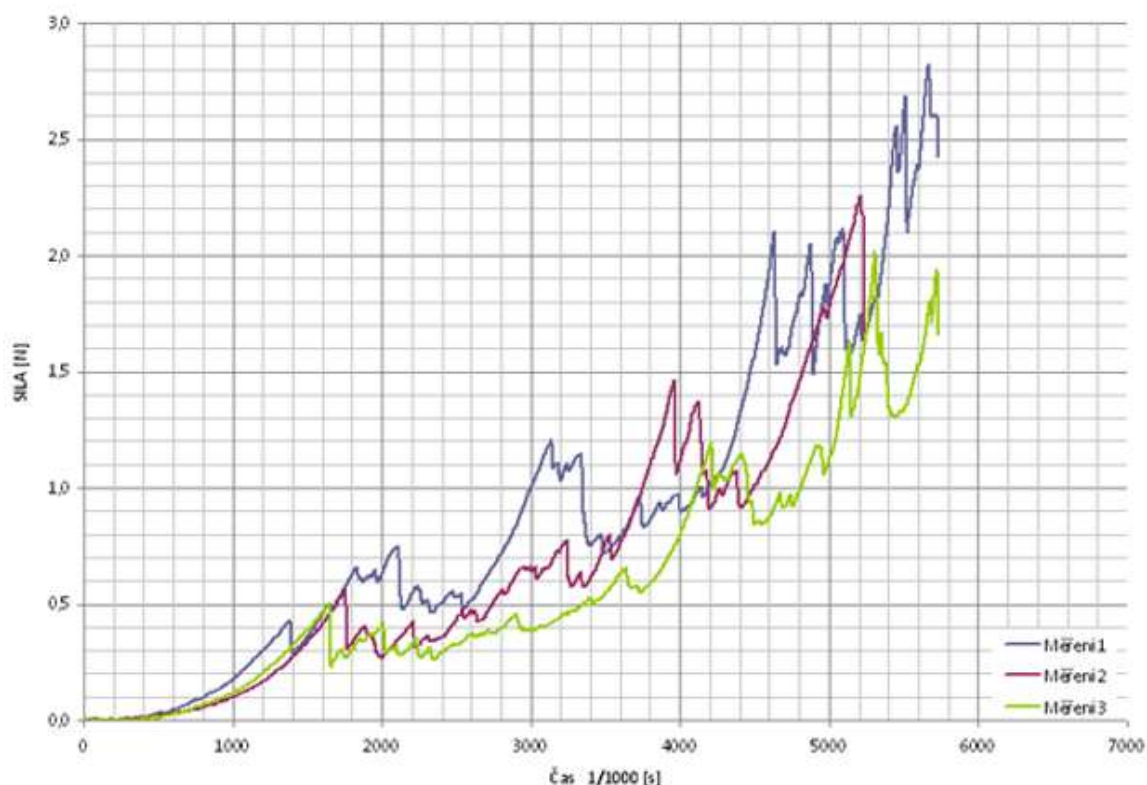
4 PEVNOSTNÍ KONTROLA VYBRANÝCH ČÁSTÍ MECHANISMU

Metoda konečných prvků (dále MKP) je nejpoužívanější numerická metoda pro analýzu struktur a těles, která slouží k simulaci průběhů napětí, deformací, vlastních frekvencí, proudění tepla, jevů elektromagnetismu, proudění tekutin atd. na vytvořeném fyzikálním modelu a přináší uspokojivé výsledky pro technickou praxi¹¹. Její princip spočívá v diskretizaci kontinua do velkého množství konečných prostorových nebo i plošných prvků vhodného tvaru, přičemž zjišťované parametry jsou určovány v jednotlivých uzlových bodech, v nichž jsou elementy spojeny. Metoda přinesla možnost nalezení řešitelného matematického modelu s přijatelnou chybou, je užívána především pro kontrolu již navržených zařízení, nebo pro stanovení kritického (nejnamáhavějšího) místa konstrukce. MKP řeší problémy, které klasickými postupy nelze úspěšně řešit, pokrývá všechny fyzikální aplikace jako statika, dynamika, akustika, teplo, elektromagnetické pole, elektrostatika, piezoelektrické jevy a proudění a řeší tyto problémy soustavou lineárních rovnic, které lze efektivně provádět za použití výpočetní techniky.

Historie MKP se datuje od roku 1906, kdy šlo o pokus nahradit těleso soustavou elastických prutů. Vlastnosti prutů byly voleny tak, aby posunutí v uzlech prutů odpovídalo posunutí v odpovídajících bodech tělesa. Tuto metodu poprvé popsal Courant v roce 1941, nebyla však akceptována pro neexistenci prostředků řešení rozsáhlých soustav lineárních rovnic. V roce 1953 byla rovnice tuhosti poprvé popsána v maticovém tvaru, to umožnilo její řešení na počítači. Velký rozmach zaznamenala MKP v leteckém průmyslu a později v průběhu 60. a 70. let v ostatních odvětvích. Nyní se pro simulace pomocí MKP používá řada počítačových programů různých typů, jako např. Ansys, Cosmos, MSC/Marc, MCS/Nastran, Abaqus atd. s různými možnostmi řešení.

4.1 Zjištění zatěžovací síly

Zatěžovací síla byla zjištěna experimentálním způsobem v laboratořích Centru pokročilých inovačních technologií (dále CPIT) pomocí stroje Zwick Roell ZHU 2,5. Aby bylo možné připevnit jehlu k upínacímu zařízení trhačímho stroje, bylo nutné upravit tvar jejího zakončení. Test byl proveden na vepřových játrech, která jsou velmi podobná lidským játrům. Dále byla jehla upevněna jehla do sklíčidla stroje nad zkušební játra a byl proveden test. V průběhu měření byla zaznamenána velikost zatěžovací síly v závislosti na čase, rychlost posuvu jehly byla konstantní a to 5 mm/s. Z těchto dat byl následně vykreslen graf, který znázorňuje průběh zatěžovací síly při průchodu jehly jaterní tkání. Byla provedena tři měření, aby byla zajištěna dostatečná přesnost měření a byla zjištěna maximální síla potřebná k zapíchnutí jedné jehly, velikost síly je 3N. Pro výpočet byla tato hodnota zdvojnásobena z důvodu bezpečnosti. Fotodokumentace z měření se nachází v příloze A.



Graf 1 – Průběh zatěžovací síly

4.2 Mechanické vlastnosti zvolených materiálů

Na výpočtový model byl použit ABS plast, jehož materiálové vlastnosti jsou uvedeny v tabulce č.2. Dále bylo zvolena vhodná ocel, jejíž mechanické vlastnosti jsou uvedeny v tabulce č.3. Mez kluzu oceli se zvolí z vypočtených hodnot redukovaného napětí ze zatížení v kapitole 4.5.

Název	Označení	Hodnota	Jednotka
Modul pružnosti v tahu	E	1627	MPa
Poissonova konstanta	μ	0,38	-
Měrná hmotnost (hustota)	ρ	$1,05 \times 10^{-6}$	kg/m ³
Mez pevnosti v tahu	σ_u	22	MPa
Mez pevnosti v ohybu	σ_o	41	MPa

Tabulka 2 – Vlastnosti materiálu (ABS plast)

Název	Označení	Hodnota	Jednotka
Modul pružnosti v tahu	E	210 000	MPa
Poissonova konstanta	μ	0,3	-
Měrná hmotnost (hustota)	ρ	7850	kg/m ³

Tabulka 3 – Vlastnosti materiálu (ocel)

4.3 Výpočet momentů a reakčních sil ve vetknutí

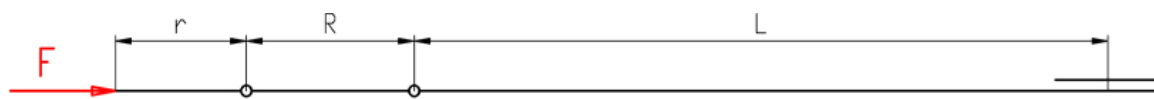
Pro kontrolu byly vybrány tři základní varianty polohy mechanismu a počáteční poloha. Pro tyto polohy byl proveden výpočet momentů a reakčních sil ve vetknutí.

Varianta 1 - počáteční poloha

Tato varianta určuje základní polohu nástroje při průchodu trokarem a při zapichování v přímém směru. V obrázku č.10 jsou zakótovány jednotlivé parametry. Délka L určuje vzdálenost mezi vetknutím a prvním kloubem. Následuje délka R , která určuje vzdálenost mezi kloubem 1 a kloubem 2 a vzdálenost r , která určuje vzdálenost od kloubu 2 do hrotu elektrodových jehel. Tyto jehly jsou zatíženy silou F , která má dvojnásobnou hodnotu s ohledem na bezpečnost oproti hodnotě skutečné (viz krok 4.1).

Délkové hodnoty

$$L = 254,5[mm], R = 64[mm], r = 50[mm]$$



Obrázek 10 – počáteční poloha mechanismu

Varianta 2

U varianty 2 jsou elektrodové jehly se vzdáleností r skloněny pod úhlem α vzhledem k počáteční poloze a celková zatěžující síla F působí v ose jehel. V grafu jsou zobrazeny zatěžující síly a moment ve vetknutí v závislosti na měnícím se úhlu α . Úhel α je možno měnit v rozsahu od 0 do 85 stupňů po 1 stupni.



Obrázek 11 – varianta 2 mechanismu

Celková zatěžující síla :

$$F = 4 \cdot F_j = 4 \cdot 6 = 24[N] \quad (1)$$

Rozklad zatěžující síly :

$$F_x(\alpha) = F \cdot \cos(\alpha) \quad (2)$$

$$F_y(\alpha) = F \cdot \sin(\alpha) \quad (3)$$

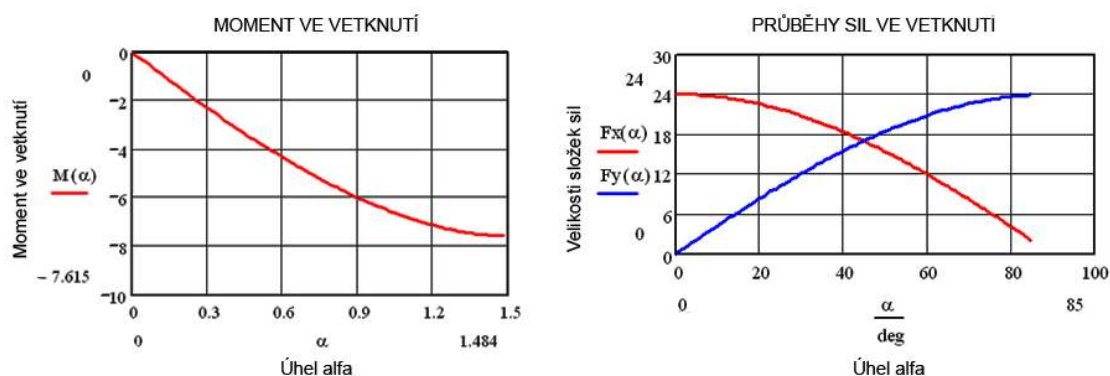
Momentová rovnice k vetknutí varianta 1 pro úhel α :

$$M(\alpha) = F_x(\alpha) \cdot (r \cdot \sin \alpha) - F_y(\alpha) \cdot (r \cdot \cos \alpha + R + L) \quad (4)$$

Momentová rovnice pro úhel $\alpha = 85^\circ$:

$$M(85) = F_x(85) \cdot (r \cdot \sin 85) - F_y(85) \cdot (r \cdot \cos 85 + R + L) \quad (5)$$

$$M(85) = -7,615 [N \cdot m]$$



Graf 2 - Moment a síly ve vetknutí pro úhel α

Varianta 3

Varianta 3 je oproti variantě 2 změněna v tom, že úhel α je nulový a mechanismus je skloněn pod úhlem β , který je možno měnit od 0 stupňů do 85 stupňů po jednom stupni. Zátěžná síla je opět jako u předchozí varianty rovnoběžně na elektrodové jehly o celkové velikosti 24N.



Obrázek 12 – varianta 3 mechanismu

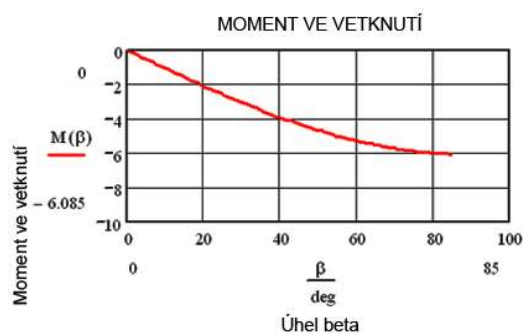
Rozklad sil do složek

$$F_x(\beta) = F \cdot \cos(\beta) \quad (6)$$

$$F_y(\beta) = F \cdot \sin(\beta) \quad (7)$$

Momentová rovnice k vetknutí pro úhel β :

$$M(\beta) = F_x(\beta) \cdot [(r + R) \cdot \sin \beta] - F_y(\beta) \cdot [(r + R) \cdot \cos \beta + L] \quad (8)$$



Graf 3 – Moment pro úhel beta ve vetknutí

Varianta 4

Mechanismus je u varianty 4 skloněn pod úhlem alfa i pod úhlem beta. Úhel alfa je v rozmezí od 0 do 120 stupňů a mění se po 20 stupních. Pro úhel beta je napsáno pět momentových rovnic, v prvním případě je úhel beta roven 0 a v každém následujícím případě dojde ke změně úhlu o 20 stupňů.



Obrázek 13 – varianta 4 mechanismu

Momentová rovnice pro úhel $\beta_1 = 0$ stupňů :

$$M\beta_1(\alpha) = F_x(\alpha) \cdot (r \cdot \sin \alpha + R \cdot \sin \beta_1) - F_y(\alpha) \cdot (r \cdot \cos \alpha + R \cdot \cos \beta_1 + L) \quad (9)$$

Momentová rovnice pro úhel $\beta_2 = 20$ stupňů :

$$M\beta_2(\alpha) = F_x(\alpha) \cdot (r \cdot \sin \alpha + R \cdot \sin \beta_2) - F_y(\alpha) \cdot (r \cdot \cos \alpha + R \cdot \cos \beta_2 + L) \quad (10)$$

Momentová rovnice pro úhel $\beta_3 = 40$ stupňů :

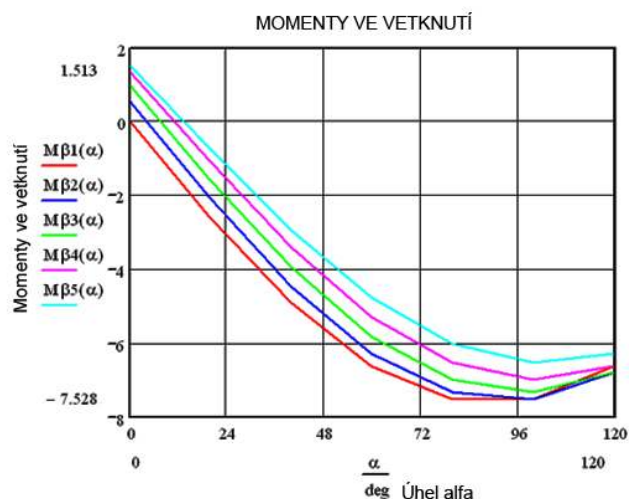
$$M\beta_3(\alpha) = F_x(\alpha) \cdot (r \cdot \sin \alpha + R \cdot \sin \beta_3) - F_y(\alpha) \cdot (r \cdot \cos \alpha + R \cdot \cos \beta_3 + L) \quad (11)$$

Momentová rovnice pro úhel $\beta_4 = 60$ stupňů :

$$M\beta_4(\alpha) = F_x(\alpha) \cdot (r \cdot \sin \alpha + R \cdot \sin \beta_4) - F_y(\alpha) \cdot (r \cdot \cos \alpha + R \cdot \cos \beta_4 + L) \quad (12)$$

Momentová rovnice pro úhel $\beta_5 = 80$ stupňů :

$$M\beta_5(\alpha) = F_x(\alpha) \cdot (r \cdot \sin \alpha + R \cdot \sin \beta_5) - F_y(\alpha) \cdot (r \cdot \cos \alpha + R \cdot \cos \beta_5 + L) \quad (13)$$



Graf 4 – momentové charakteristiky ve vetknutí

Jak vyplývá z výpočtu a přiložených grafů jsou jak hodnoty sil, tak hodnoty momentů ve vetknutí poměrně malé. Největší hodnota momentu ve vetknutí je u varianty 2 pro úhel $\alpha=85^\circ$ a to $M_{\max} = 7,615 \text{ [N.m]}$. Maximální hodnoty sil ve vetknutí jsou u varianty č. 2 pro úhel $\alpha=0^\circ$. Velikost této síly je $F_{\max} = 24 \text{ [N]}$. Z důvodů bezpečnosti je pak vetknutí kontrolováno na tyto maximální hodnoty s koeficientem bezpečnosti $\mu = 3$.

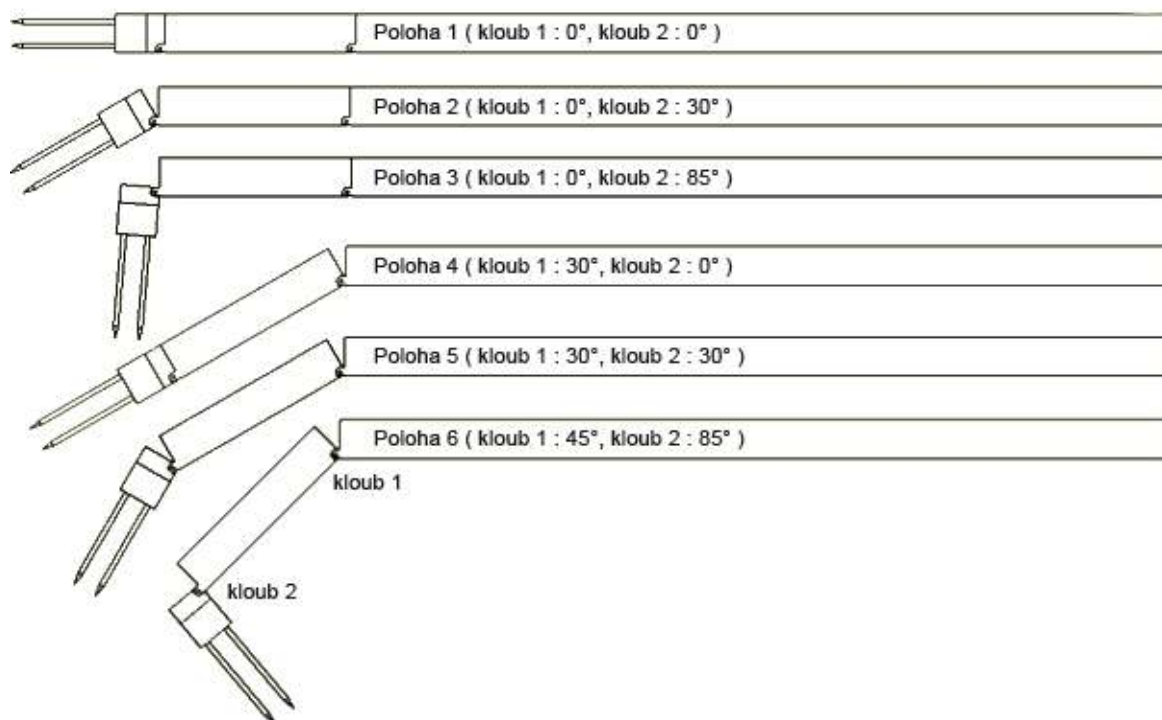
4.4 Zjednodušení výpočtového modelu

Pro zkrácení výpočtového času výpočet byl model zjednodušen. Tyto zjednodušení neovlivňují výpočet, jsou z důvodů nahrazení nepodstatných částí, které prodlužují výpočet. Části kloubů, které byly připojeny k trubkám pomocí zajišťovacích čepů byly spojeny s trubkami v jeden celek a byly zrušeny i zajišťovací čepy. Dále byly zrušeny vnitřní a vnější zkosení na částech čepů a drážky, které byly na konci trubky 1 byly zahlazeny ve válcovou část.

Druhy poloh při výpočtu

Nástroj byl kontrolován výpočtem v šesti operačních polohách, které simulují pohyb nástroje při operaci.

Poloha 1 je základní poloha, kdy je nástroj zapichován přímým směrem tlakem v rukojeti. U polohy 2 je nástroj natočen na kloubu 2 o 30° vůči počáteční poloze a je na něj působeno stejným způsobem jako u polohy 1. V poloze 3 byl kloub 2 nastaven do maximálního úhlu natočení 85° a je to počáteční poloha před zapíchnutím jehel do jater. Poloha 4 a 5 popisuje zatížení nástroje kterého je ještě možno docílit při zatěžování tlakem v rukojeti a poloha 6 je nastavena do maximální možné pracovní polohy nástroje, kde je kloub 1 natočen o úhel 45° a kloub 2 o 85° od počáteční polohy.

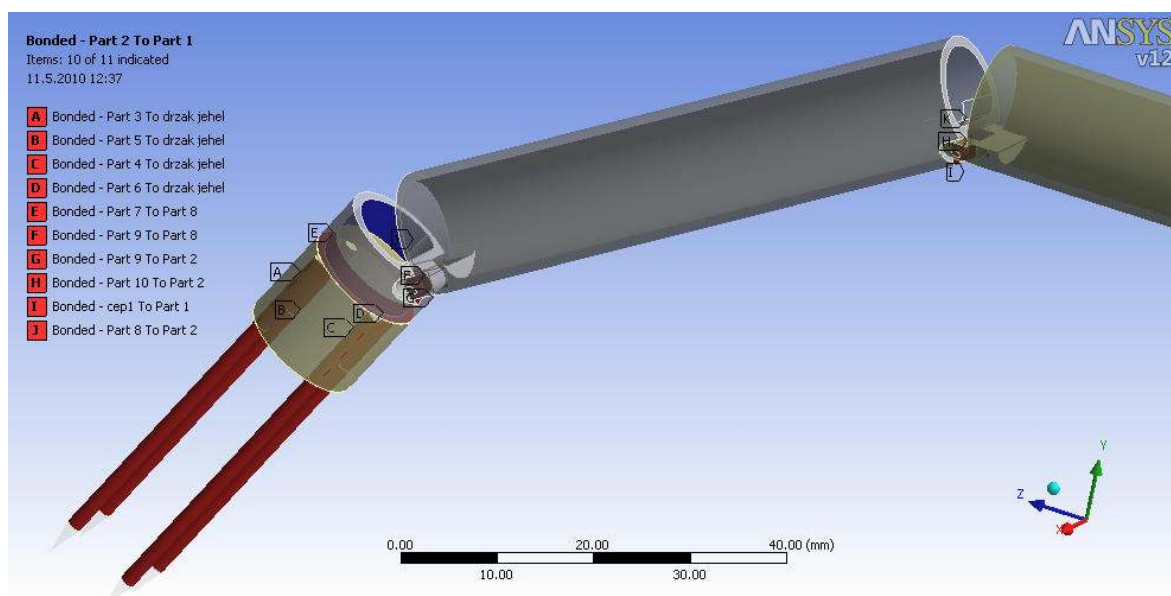


Obrázek 14 – polohy nástroje při výpočtu

Pro každou polohu byl proveden výpočet redukovaného napětí pomocí hypotézy Huber-Mises-Hencky (dále HMH), výpočet deformací, kontrola ztráty stability tvaru a modální analýza pro výpočet vlastních tvarů a frekvencí. Hodnoty z těchto výpočtů jsou na závěr uvedeny v tabulce č.4. Výpočty byly provedeny v programu Workbench, který je součástí programu Ansys.

4.4.1. Slepené kontakty

Slepené kontakty slouží k zabránění posunutí kontaktních ploch ve všech směrech, dále nesmí dojít k prokluzu. Spojení je vytvořeno vždy mezi dvěma kontaktními plochami. Pro určení kontaktů byla vybrána jedna poloha a u ostatních poloh je řešení kontaktů analogické. U všech ploch, kde bylo použito kontaktní spojení byly použity slepené kontakty. Tyto kontakty byly vytvořeny na plochách mezi čtyřmi elektrodovými jehlami a pouzdem jehel. Mezi pouzdem a druhou částí kloubu 2 jsou vytvořeny kontakty na válcových a čelních plochách, které jsou na sobě nasazeny. Další kontakty jsou vytvořeny na válcové ploše obou čepů, které přiléhají na vnější a vnitřní části uložení čepu obou částí kloubů. Jako poslední byly vytvořeny kontakty na čelních hranách uložení pro čepy na obou částech kloubů. Tyto kontakty jsou vytvořeny analogicky u kloubu 1 i u kloubu 2.

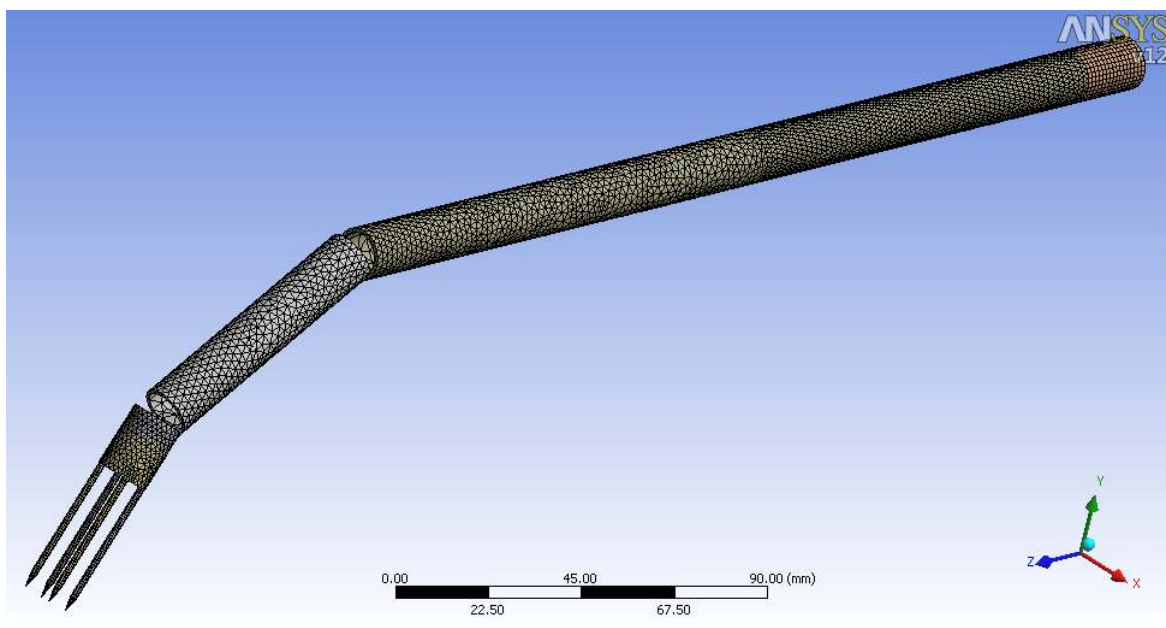


Obrázek 15 – Vytvořené slepené kontakty

4.4.2. Vytvoření sítě

Základním prvkem pro vytvoření sítě v rovině je čtyřúhelník, v prostoru pak šestistěn, někdy je nutné použít zjednodušené tvary prvku jako je trojúhelník nebo čtyřstěn. Rohy těchto prvků, případně některé další význačné body jsou uzlovými body, v nichž se určují neznámé hodnoty posuvů. Hrany prvků vytvářejí síť, jejíž hustota je rozhodující pro přesnost výsledků. Hrany prvků jsou obvykle přímé, ale lze použít i zakřivené. Kvadratické prvky mají kromě rohových uzlů ještě další uzly uprostřed hran, kterým se říká meziuzly, tím se v rovině získá prvek osmiuzlový a v prostoru prvek dvacetiuzlový. Tyto prvky lépe vystihují lokální koncentraci napětí i při použití hrubé sítě. Při použití hrubé sítě u lineárních prvků je chyba mnohem větší, než při použití kvadratických prvků. Hustotu sítě volí výpočtář na základě své zkušenosti. V případě příliš husté sítě trvá řešení dlouho, naopak při použití příliš řídké sítě mohou být výsledky napětí nepřesné. Současné programy zvládají automatickou tvorbu sítě, ale téměř vždy tato síť klade výrazně vyšší nároky na výpočtový čas a paměť počítače, než když ji vytváří zkušený výpočtář. U trojrozměrné úlohy představuje každý uzlový bod sítě obvykle tři neznámé parametry, a to hodnoty posuvů ve třech směrech. Současné počítače řeší běžně v rozumných výpočtových časech úlohy až o statisících neznámých parametrech, kterým se také říká počet stupňů volnosti neboli řád matice tuhosti.

Síť na konkrétním nástroji je vytvořena na jedné vybrané poloze, u ostatních poloh je síť identická. Byly zvoleny typy prvků Solid 186 a Solid 187. Tyto prvky jsou trojrozměrné se třemi stupni volnosti. Solid 186 je 20 uzlový ve tvaru krychle, který se často používá na tvorbu mapované sítě a solid 187 je 10 uzlový ve tvaru jehlanu.



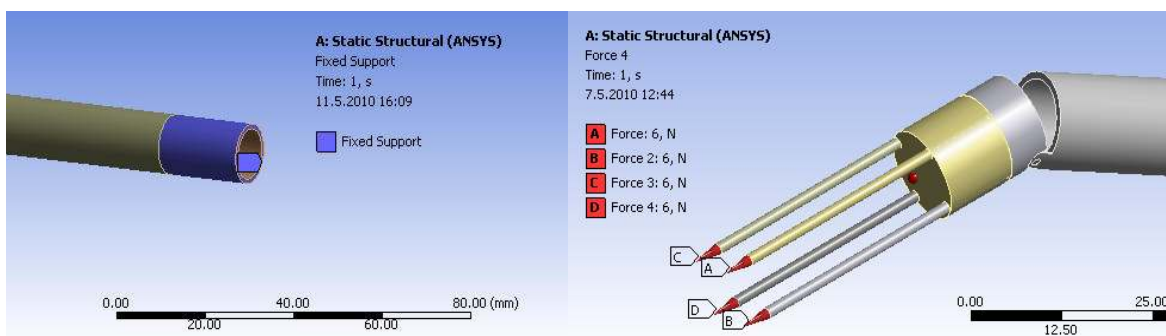
Obrázek 16 - vytvoření sítě

Mapovaná síť je vytvořena na elektrodových jehlách a na uchycení do plastové rukojeti, které je na konci trubky 1 v délce 20mm. Tato síť je vhodná pro válcové plochy. Na ostatních částech mechanismu byla automaticky vytvořená síť zjemněna. Na čepech byla síť zjemněna na velikost elementů 0,3 mm, na pouzdře jehel a kloubu 3 je velikost elementů zmenšena na 1,5 mm a trubkách jsou elementy o velikosti 2,5mm.

4.4.3. Zadání okrajových podmínek

Pro upevnění do plastové rukojeti je zadáno pevné uchycení, které je v programu Workbench zadáno funkcí fixed support. Je to pevné uchycení proti posunutí ve všech směrech a to na válcovou plochu do vzdálenosti 20mm a na čelní plochu konce trubky 1. Tato vazba modeluje připevnění konce mechanismu do válcového otvoru v plastové rukojeti a opření o plastový doraz v rukojeti.

Síly jsou zadány na kuželové plochy špičky jehel. Síly působí vždy v ose jehel. Při lineárním zatížení působí na každou jehlu síla 6N.



Obrázek 17 – pevné uchycení a lineární zatěžující síla

4.5 Výpočty při uvažování lineárního zatížení

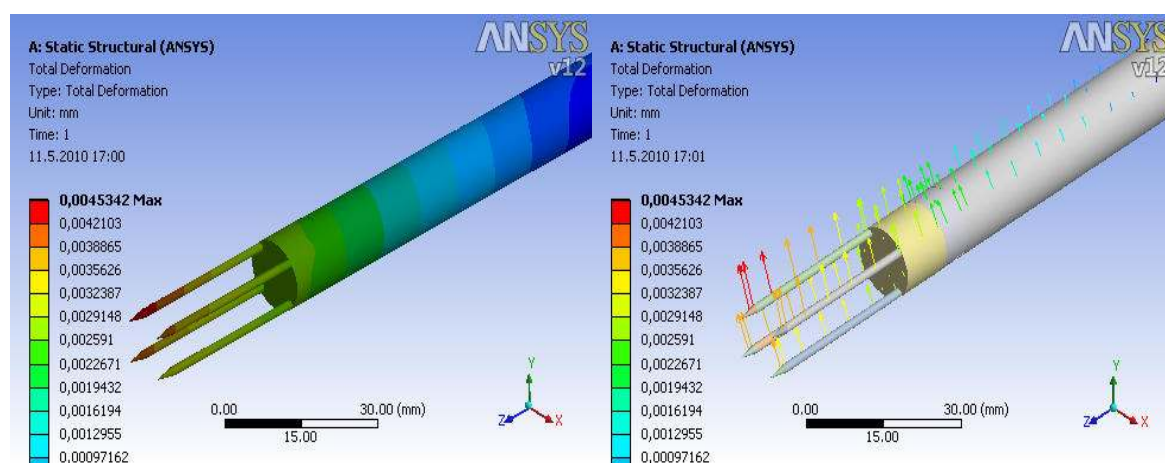
Při lineárním zatížení je výpočtový model zatížen celkovou silou 24 N a simuluje ideální případ, kdy na všechny jehly působí lineární zatížení a jaterní tkáň je brána jako homogenní. Celkové zatížení je rozděleno na 4 jehly a působí na kuželové plochy (hroty) jehel s působišťem v jejich osách.

4.5.1. Poloha 1

U polohy 1 je laparoskopický nástroj v počáteční poloze a oba klouby nejsou natočeny o žádný úhel. Zatížení působí v přímém směru v osách elektrodových jehel. V této poloze je možno mechanismus po protažení trokarem následně zapichovat tlakem operátéra do rukojeti.

Posunutí

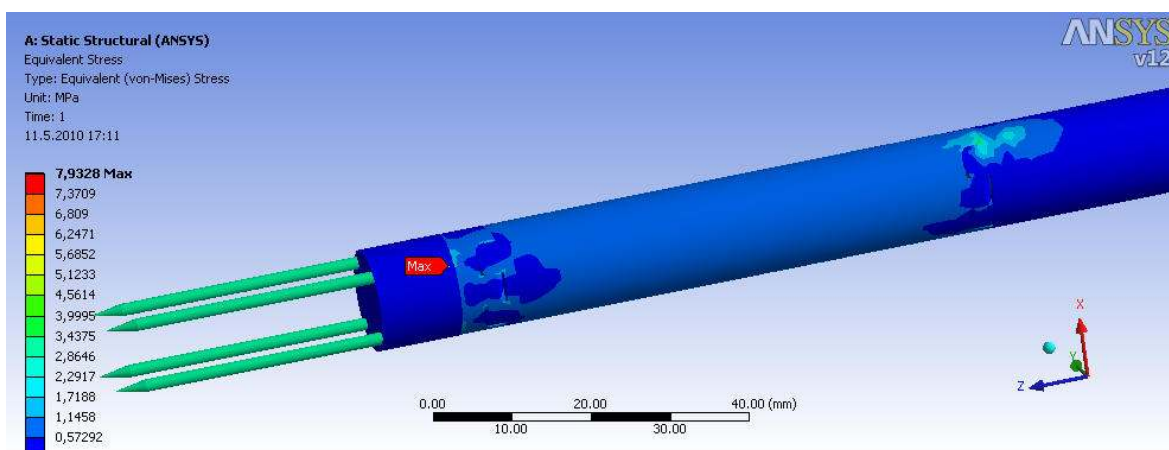
U této polohy bylo zjištěno velmi malé posunutí na koncích elektrodových jehel. Maximální posunutí bylo zjištěno na levé horní elektrodové jehle s hodnotou 0,004 mm. Jehly v této poloze měly snahu se vychýlit směrem ven z nástroje v ose y.



Obrázek 18 – průběh posunutí pro polohu 1

Redukované napětí

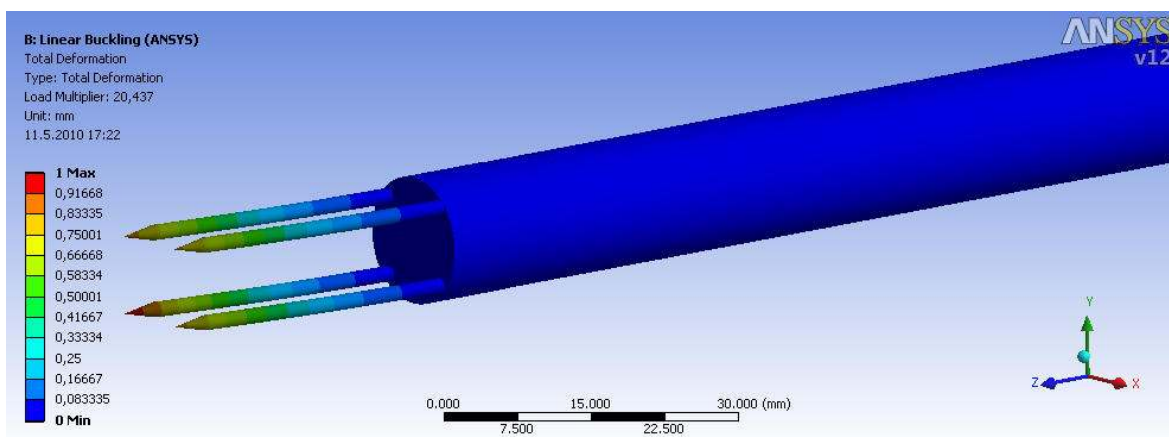
Redukované napětí bylo získáno pomocí hypotézy HMM. Maximální hodnota napětí byla zjištěna v okolí první části kloubu 2 s výsledkem 7,93 MPa, tato hodnota je velmi nízká v důsledku toho, že nástroj je v počáteční poloze a zatěžovací síla působí v ose.



Obrázek 19 – redukované napětí pro polohu 1

Kontrola ztráty stability tvaru

Na této poloze byla provedena kontrola ztráty stability s výslednou hodnotou násobku 20,44. Ve výsledcích nemá hlavní význam výsledek posunutí, ale multiplikátor, který určuje násobek zatěžující síly, při které daný nástroj ztratí stabilitu tvaru. Daný nástroj ztratí stabilitu tvaru při 20,44 násobku zatěžující síly 6N, která působí na jednu jehlu. Kritická hodnota síly je $F = 122,64 \text{ N}$, což je hodnota nereálná a nástroj je tudíž vysoce odolný vůči ztrátě stability.

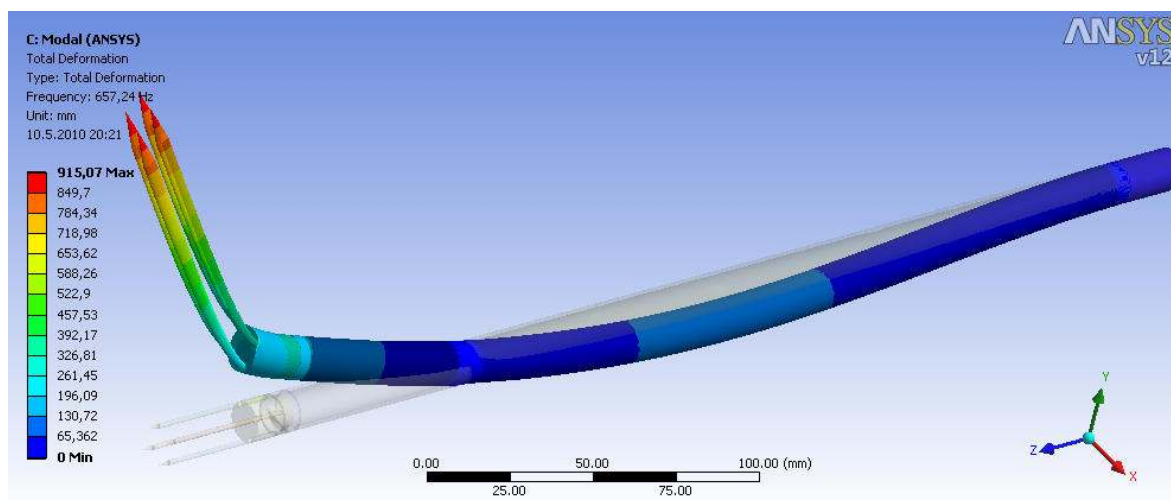


Obrázek 20 – Tvar ztráty stability tvaru pro polohu 1

Modální analýza

Provedením modální zkoušky a následným vyhodnocením naměřených dat se získají modální parametry vyšetřované struktury, které lze použít pro další výpočty. Výsledkem modální analýzy je zjištění vlastních frekvencí pro posouzení, jak se vyšetřovaná součást bude chovat v provozních podmínkách a zda tyto frekvence nejsou z provozního hlediska nebezpečné, tudíž nevhodné. Výpočtem bylo zjištěno 6 vlastních tvarů. První vlastní tvar je vidět na obr. č. 21 s nejnižší vlastní frekvencí 657,24 Hz. Pro lepší vizualizaci bylo měřítko upraveno. Vlastní frekvence má vysokou hodnotu, tzn. že se

nástroj nebude chvět v ruce operátora a bude stabilní. Další vlastní tvary mají vlastní frekvence 685,63 Hz, 869,49 Hz, 874 Hz, 880,69 Hz a 882,14 Hz.



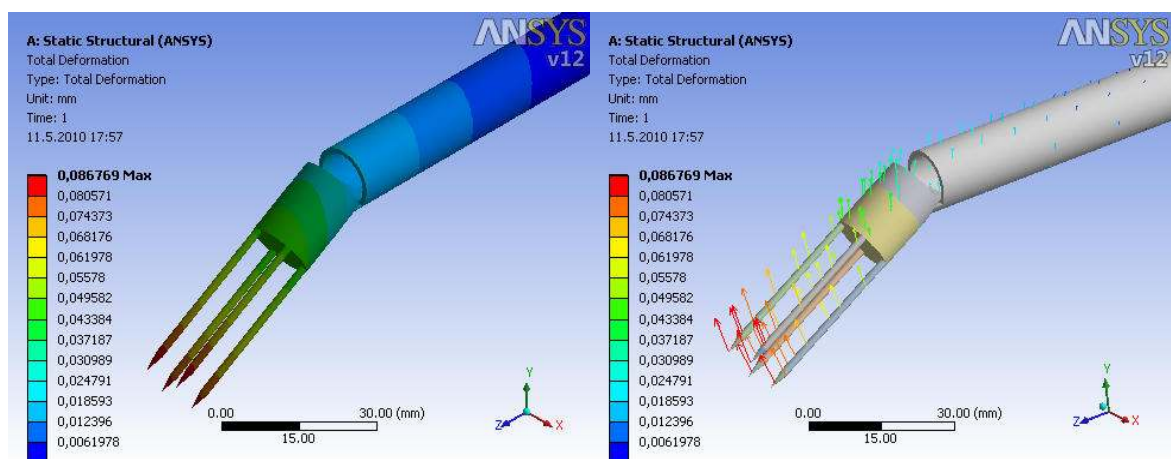
Obrázek 21 – první vlastní tvar pro polohu 1

4.5.2. Poloha 2

V poloze 2 je u nástroje natočen pouze kloub 2 a to o úhel 30 stupňů, kloub 1 je stále v počátečním nulovém natočení. Celkové zatížení působí na nástroj v rovnoběžném směru s jehlami. V této poloze je možno nástroj zapichovat do jaterní tkáně tlakem operátora do rukojeti nástroje.

Posunutí

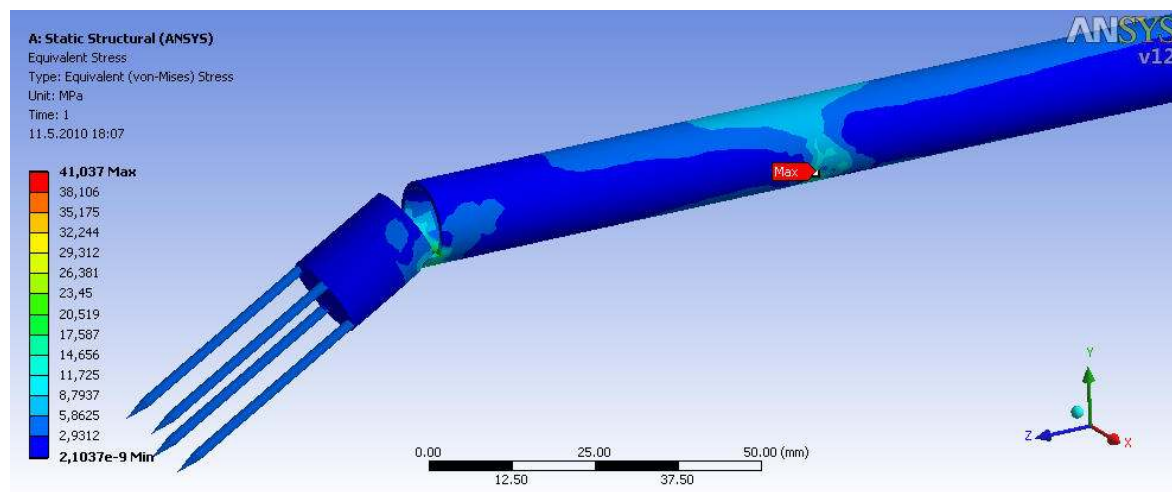
Posunutí u této polohy má největší hodnotu 0,08 mm a tato hodnota je rozložena mezi horní pár jehel. Jehly jsou v této poloze vychýleny směrem ven z nástroje ve směru osy y.



Obrázek 22 – průběh posunutí pro polohu 2

Redukované napětí

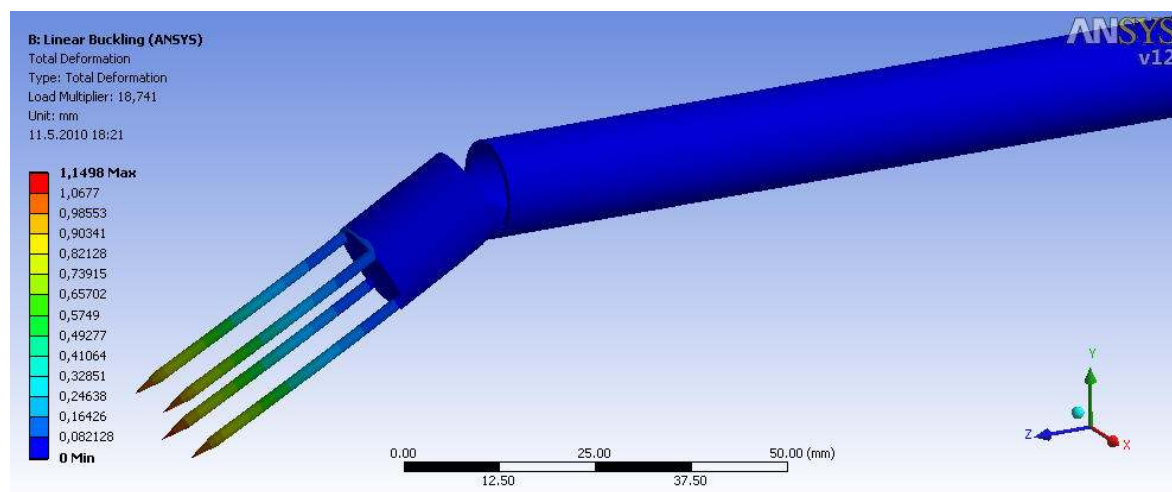
Maximální hodnota redukovaného napětí v této poloze byla zjištěna v okolí kloubu 1 pomocí HMM hypotézy. Maximální hodnota napětí je 41,04 MPa. Dále se vyšší hodnota napětí projeví v okolí kloubu 2.



Obrázek 23 – redukované napětí pro polohu 2

Kontrola ztráty stability tvaru

V této poloze byl nástroj zkontrolován na ztrátu stability tvaru, kde má násobek síly výslednou hodnotu 18,74. Zatěžující síla u tohoto nástroje je 6N na jednu jehlu. Kritická hodnota síly je $F = 112,4$ N. Tato síla je nereálná, tzn. že nástroj je v této poloze vysoce odolný vůči ztrátě stability.

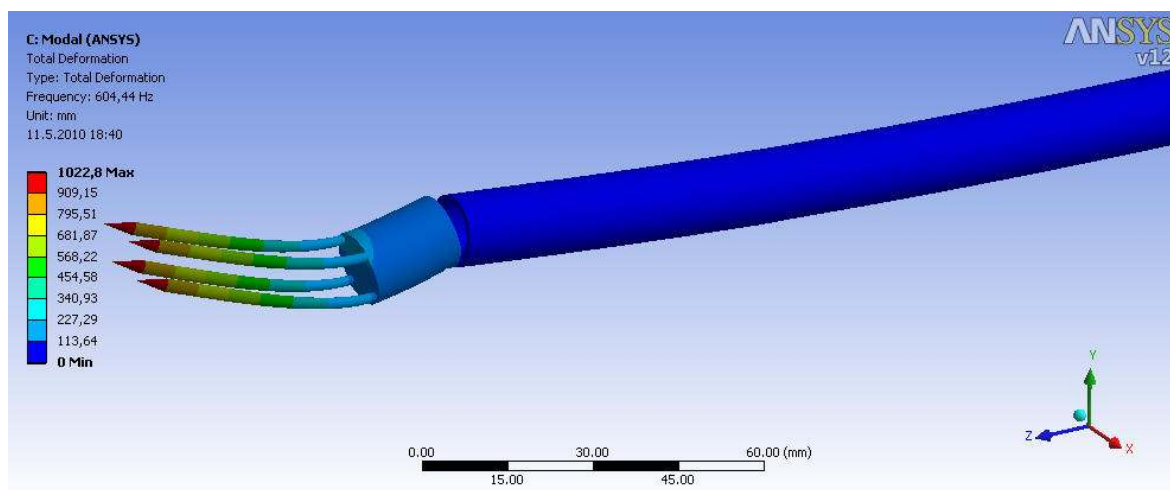


Obrázek 24 – Tvar ztráty stability tvaru u polohy 2

Modální analýza

Výpočtem bylo zjištěno 6 vlastních tvarů a frekvencí. První vlastní tvar má nejnižší vlastní frekvenci rovnu 604,44 Hz. Tento tvar je vidět na obrázku č.25. Pro názornost bylo opět upraveno měřítko. Tato frekvence má velmi vysokou hodnotu a proto se nástroj

nechvěje a je velmi stabilní. Další vlastní frekvence jsou 667,49 Hz, 867,78 Hz, 874,5 Hz, 880,41 Hz a 881,34 Hz.



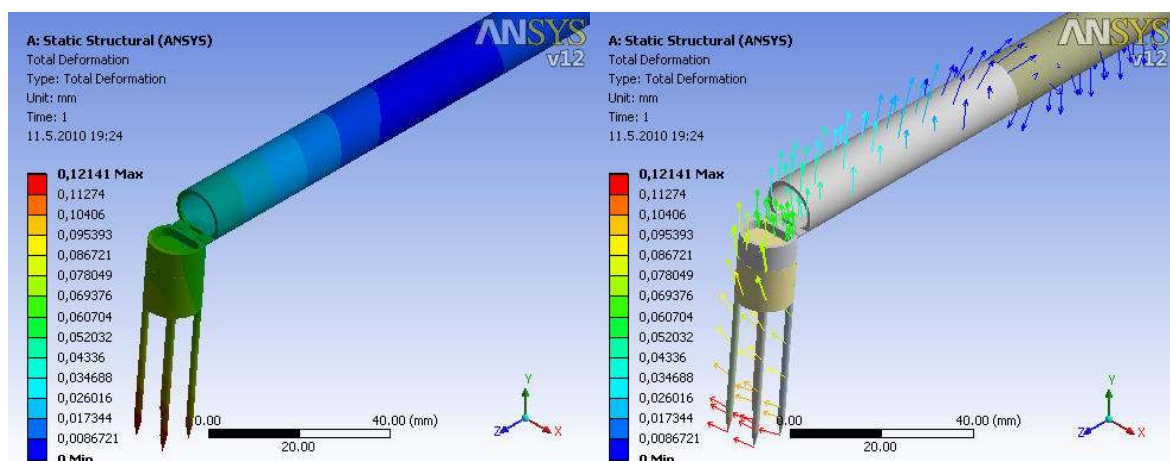
Obrázek 25 – první vlastní tvar pro polohu 2

4.5.3. Poloha 3

Nástroj má v této poloze natočen kloub 2 na maximální hodnotu 85 stupňů a kloub 1 je v počáteční poloze s nulovým natočením. Zatěžující síla působí ve směru os jehel. Nástroj se do této polohy nastaví až po protažení trokarem a před zapichováním do jaterní tkáně.

Posunutí

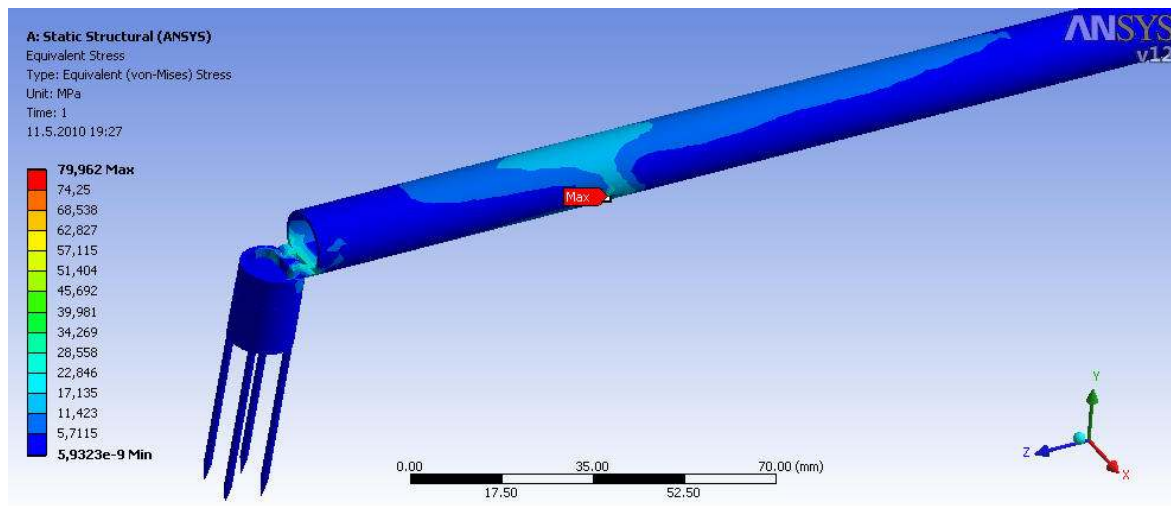
Největší hodnota posunutí byla zjištěna na horním páru jehel. V této poloze je zjištěna největší hodnota posunutí o velikosti 0,12 mm. Velikost posunutí je vzhledem k velikosti nástroje nízká a směřuje ven z nástroje v záporné ose x.



Obrázek 26 – velikost posunutí pro polohu 3

Redukované napětí

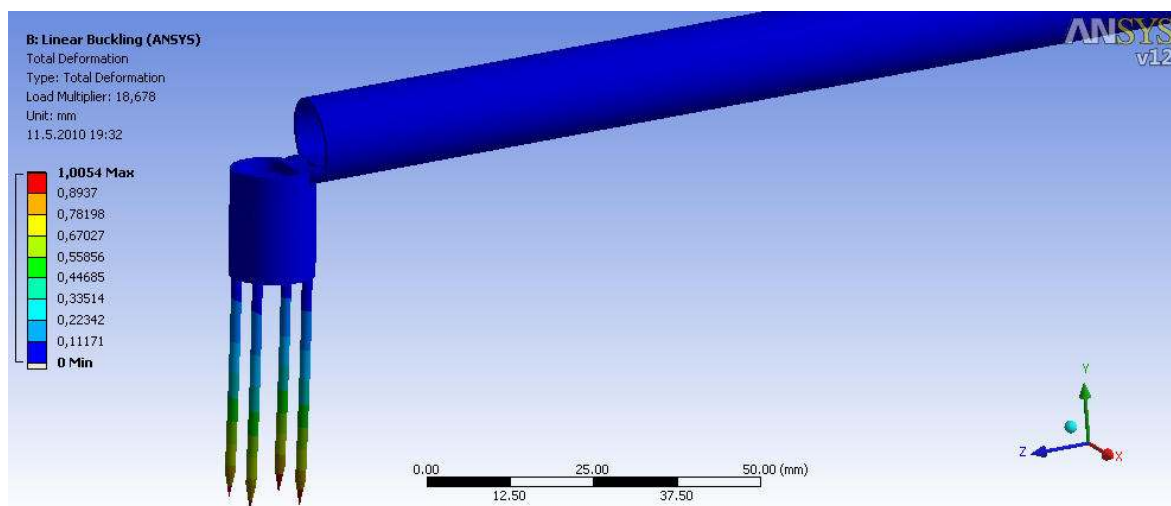
U tohoto případu byla zjištěna největší hodnota redukovaného napětí pomocí hypotézy HMM v okolí kloubu 1, tato hodnota je 79,96 MPa. Dále docházelo k místnímu napětí v blízkosti kloubu 2.



Obrázek 27 – redukované napětí pro polohu 3

Kontrola ztráty stability tvaru

V této poloze byl výsledek násobku zatížení 18,68. Kritická hodnota síly $F = 112,08$ N. Tato hodnota násobku je velmi vysoká, tzn. že daný nástroj vysoce odolný vůči ztrátě stability.

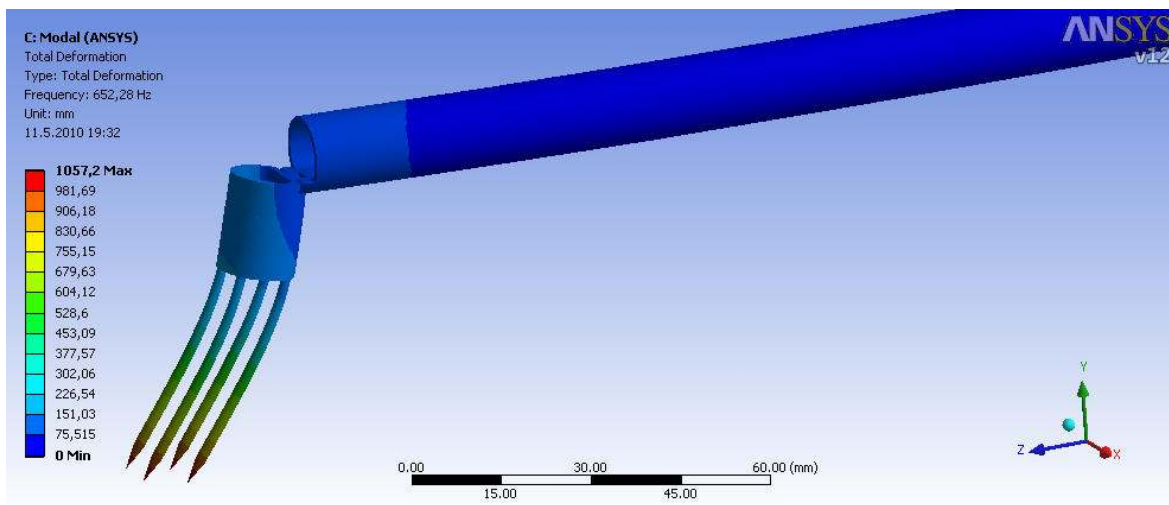


Obrázek 28 – Tvar ztráty stability tvaru pro polohu 3

Modální analýza

Výpočtem v programu Workbench, který je součástí Ansysu byla provedena modální zkouška a následným vyhodnocením naměřených dat, kterou bylo zjištěno 6 vlastních tvarů a frekvencí. První vlastní tvar má nejnižší vlastní frekvenci rovnu 652,28 Hz, tento tvar je vidět na obrázku č.29, na kterém bylo opět upraveno měřítko. Další vlastní

frekvence jsou 673,94 Hz, 821,75 Hz, 868,18 Hz, 874,51 Hz a 881,27 Hz. Vypočtené vlastní tvary a frekvence slouží k posouzení, jak se tento nástroj bude chovat v rukou operátora. Vypočtené frekvence mají velmi vysokou hodnotu, nástroj se nechvěje a je velmi stabilní.



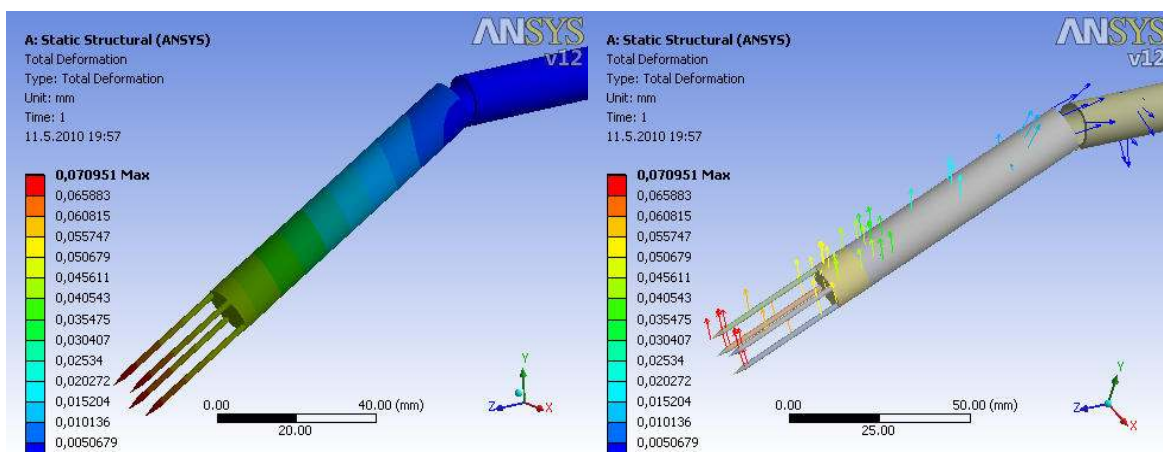
Obrázek 29 – první vlastní tvar pro polohu 3

4.5.4. Poloha 4

V této poloze je u laparoskopického nástroje natočen kloub 1 do 30 stupňů a kloub 2 zůstává s nulovým natočením. Celková zatěžovací síla působí ve směru osy jehly.

Posunutí

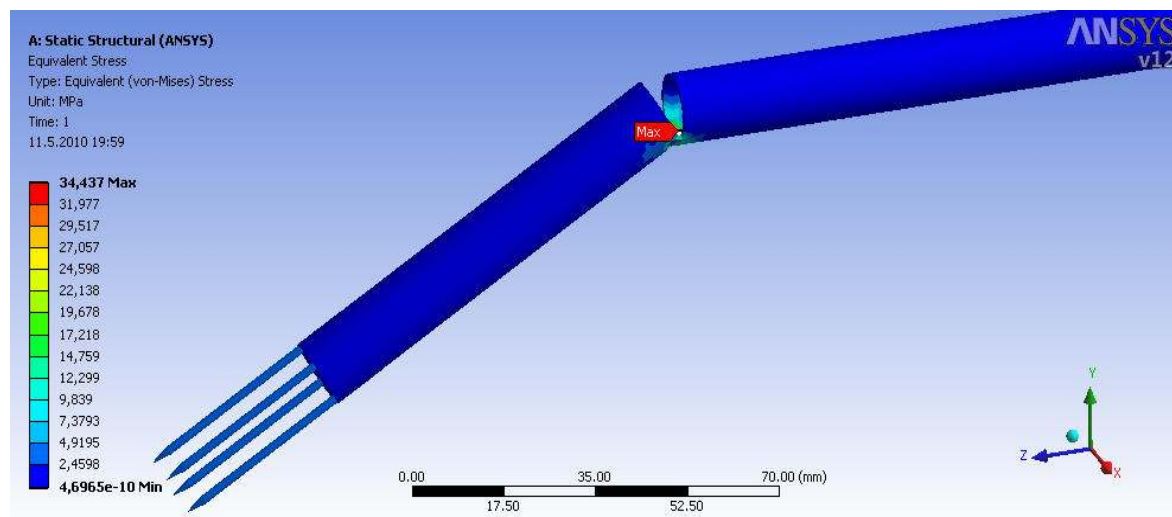
U této polohy bylo zjištěno malé posunutí na koncích elektrodových jehel. Maximální posunutí bylo zjištěno na horním páru elektrodových jehel s hodnotou 0,07 mm. Jehly v této poloze měly snahu se vychýlit směrem ven z nástroje v ose y.



Obrázek 30 – velikost posunutí pro polohu 4

Redukované napětí

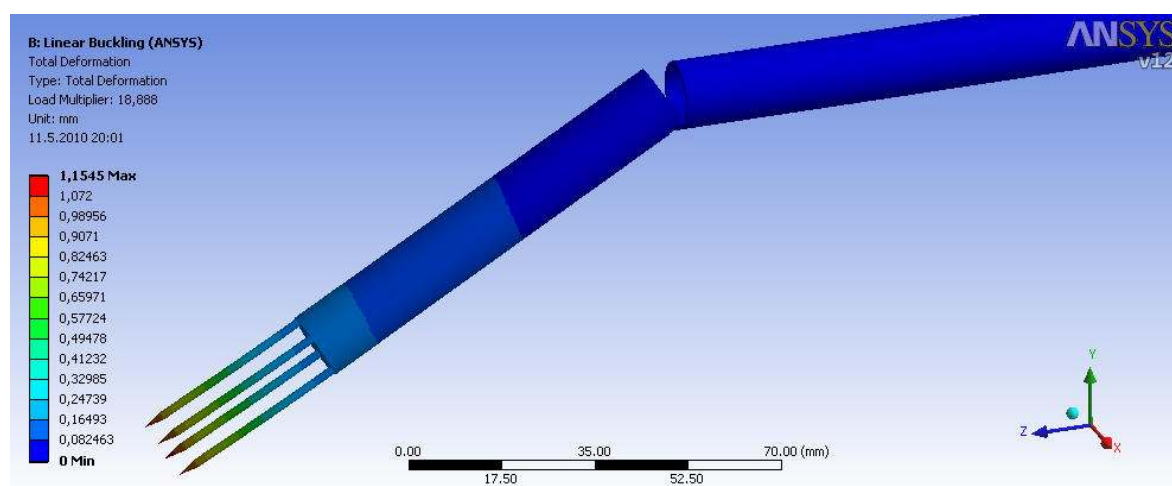
Redukované napětí bylo získáno pomocí hypotézy HMM. Maximální hodnota napětí byla zjištěna v okolí kloubu 1 s výsledkem 34,43 MPa. Maximální hodnota napětí je pouze v okolí kloubu 1, v ostatních místech nástroje se hodnoty napětí blíží k nule.



Obrázek 31 – Redukované napětí pro polohu 4

Kontrola ztráty stability tvaru

Byla provedena kontrola ztráty stability tvaru pro nástroj v této poloze. Výsledná hodnota násobku zatěžující síly je 18,88. Daný nástroj ztratí stabilitu tvaru při 18,88 násobku zatěžující síly 6N, která působí na jednu jehlu. Kritická hodnota síly je $F = 113,28$ N. Tato hodnota je nereálná a nástroj je vysoce odolný vůči ztrátě stability.

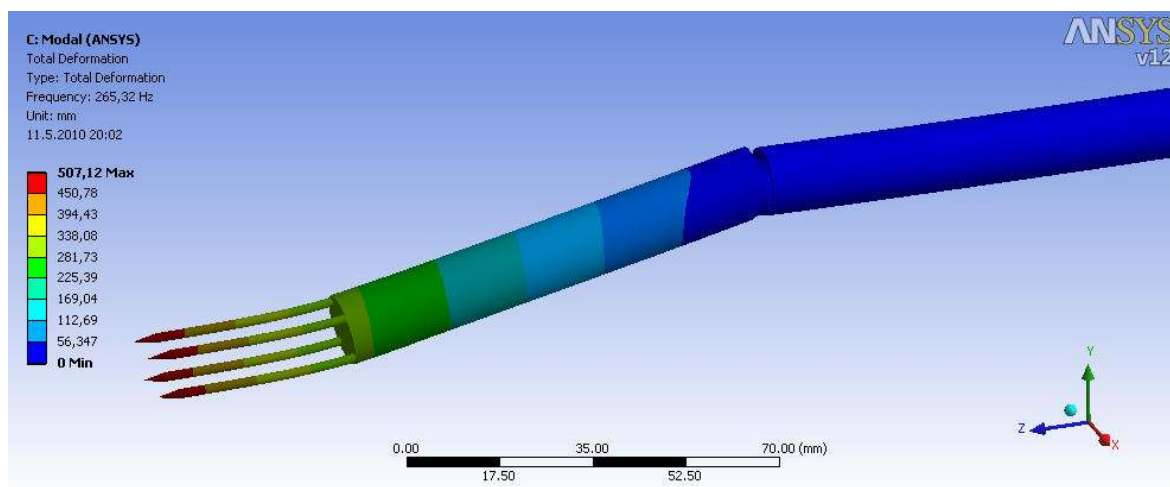


Obrázek 32 – Tvar ztráty stability tvaru u polohy 4

Modální analýza

Výsledkem modální analýzy je získání vlastních tvarů a frekvencí. Z těchto frekvencí můžeme posoudit, jak se daný nástroj chvěje a jestli tyto frekvence nejsou z provozního hlediska nebezpečné. Výpočtem bylo zjištěno 6 vlastních tvarů a frekvencí. První vlastní

tvár má nejnižší vlastní frekvenci rovnu 265,32 Hz, tento tvar je vidět na obrázku č.33, (měřítko opět upraveno). Tato frekvence má velmi vysokou hodnotu a proto lze předpokládat, že se nástroj nechvěje a je velmi stabilní. Další vlastní frekvence jsou 447,39 Hz, 867,98 Hz, 874,8 Hz, 881,47 Hz a 882,31 Hz.



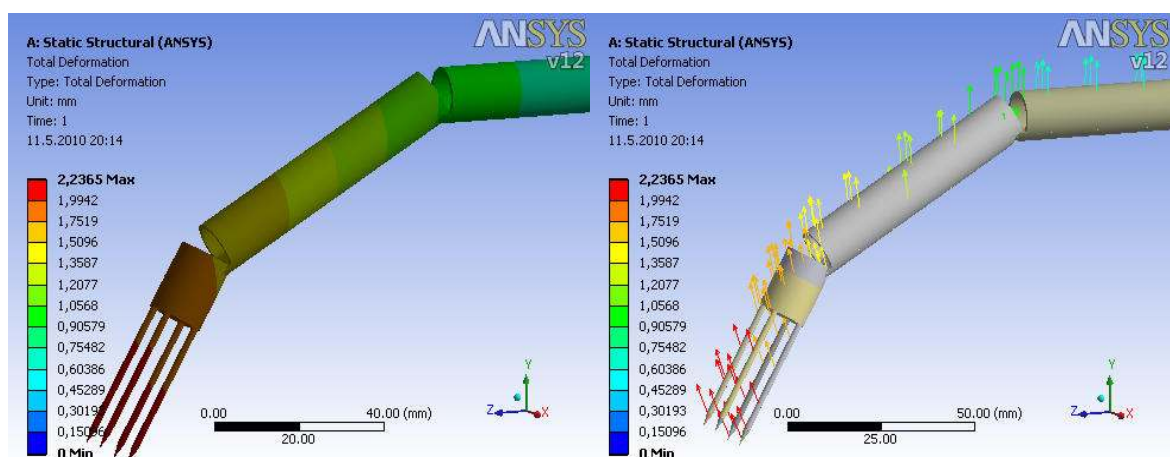
Obrázek 33 – První vlastní tvar pro polohu 4

4.5.5. Poloha 5

Nástroj má v této poloze natočen kloub 1 i kloub 2 o 30 stupňů. Celková zatěžovací síla působí ve směru os jehel.

Posunutí

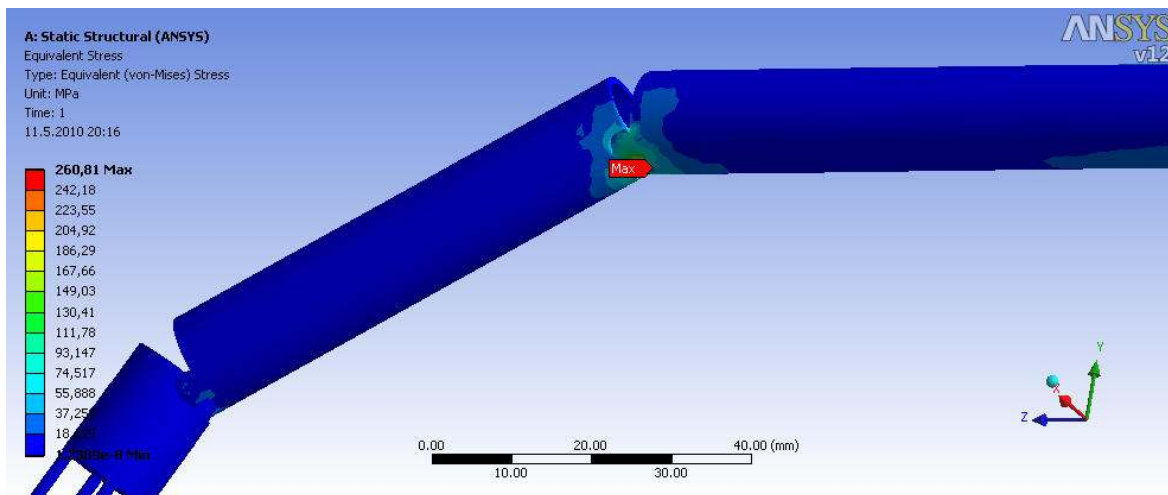
Největší hodnota posunutí u této polohy je 2,24 mm. Tato hodnota je rozložena mezi jehly nástroje, nejvíce na horní pár jehel. Jehly jsou v této poloze vychýleny směrem ven z nástroje ve směru osy y.



Obrázek 34 – velikost posunutí pro polohu 5

Redukované napětí

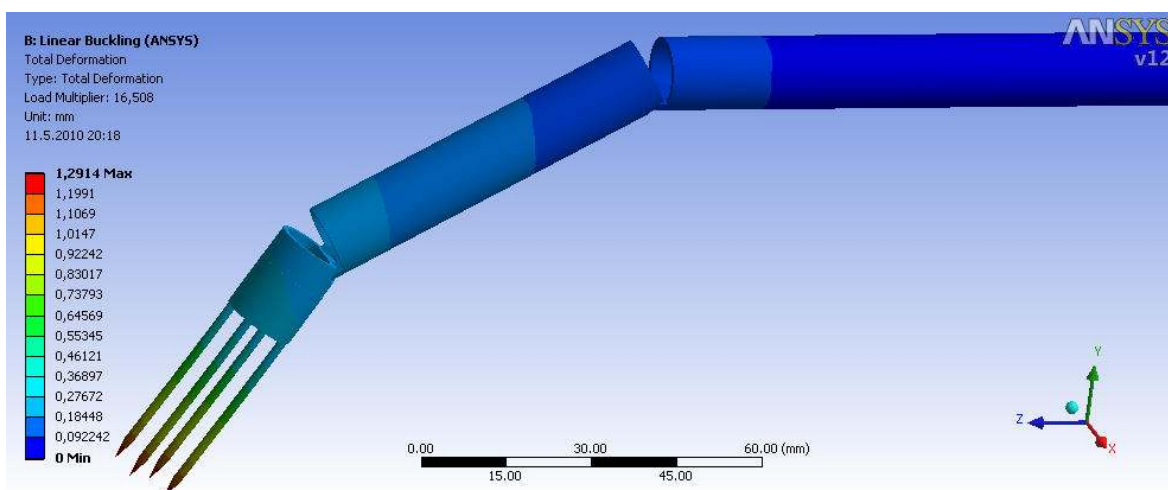
Maximální hodnota redukovaného napětí v této poloze byla zjištěna v okolí kloubu 1 pomocí HMH hypotézy. Maximální hodnota napětí je 260,81 MPa. Další koncentrace napětí je v okolí kloubu 2 a na horní a spodní části trubky 1.



Obrázek 35 – redukované napětí pro polohu 5

Kontrola ztráty stability tvaru

V této poloze byla provedena kontrola mechanismu na ztrátu stability tvaru. Výsledná hodnota násobku síly je 16,51. V této poloze tedy daný mechanismus ztratí tvar při 16,51 násobku zatěžující síly 6N. Kritická hodnota zatěžující síly je $F = 99,06$ N. I tato hodnota je vysoká a daný mechanismus vysoce odolný na ztrátu stability tvaru.

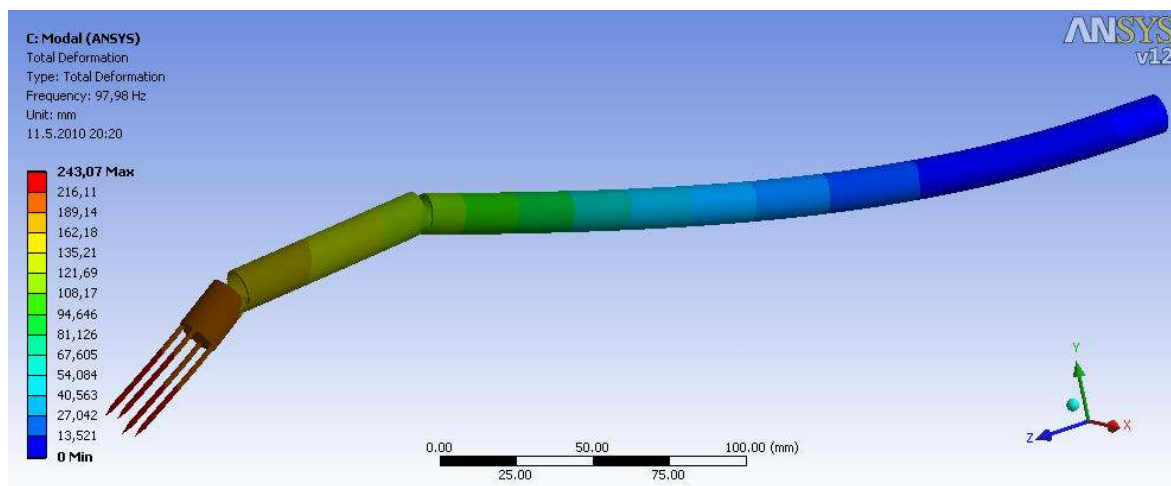


Obrázek 36 – Tvar ztráty stability tvaru pro polohu 5

Modální analýza

Provedením modální zkoušky a následným vyhodnocením naměřených dat se získají modální parametry vyšetřované struktury. Výsledkem je zjištění vlastních frekvencí

pro posouzení, jak se vyšetřovaná součást bude chovat v provozních podmínkách a zda tyto frekvence nejsou z provozních důvodů nebezpečné. Výpočtem bylo zjištěno 6 vlastních tvarů. První vlastní tvar je vidět na obr. č. 37 s nejnižší vlastní frekvencí 97,98 Hz, (měřítko opět upraveno). Vlastní frekvence má vysokou hodnotu, tzn. že se nástroj nebude chvět v ruce operátora a bude stabilní. Další vlastní tvary mají vlastní frekvence 101,83 Hz, 331,5 Hz, 476,65 Hz, 817,5 Hz a 840,35 Hz.



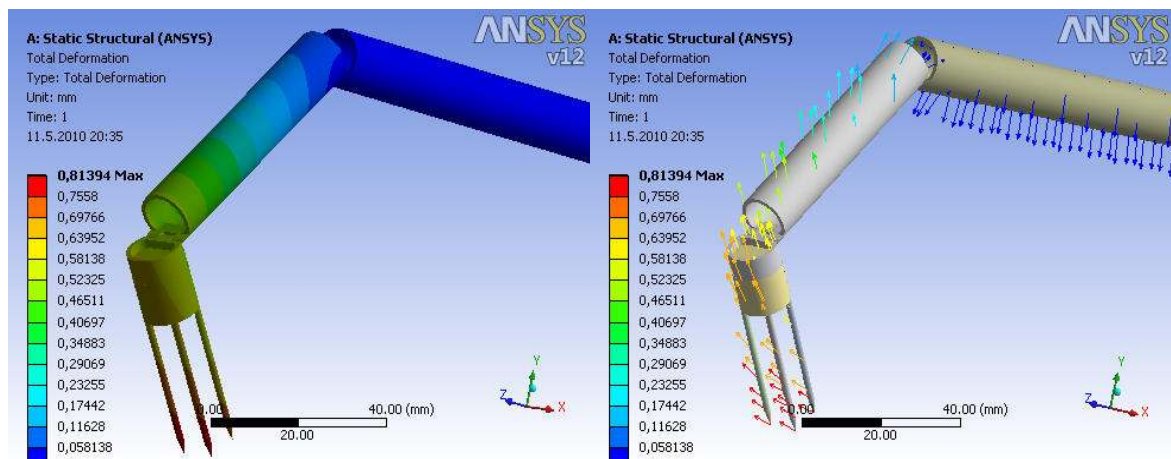
Obrázek 37 – První vlastní tvar pro polohu 5

4.5.6. Poloha 6

Nástroj je v této poloze maximálně natočen na kloubu 1 o úhel 45 stupňů a na kloubu 2 o úhel 85 stupňů od počáteční polohy. Na elektrodové jehly působí celková zatěžovací síla ve směru osy jehel. V této poloze je nástroj zapíchnut do jaterní tkáně.

Posunutí

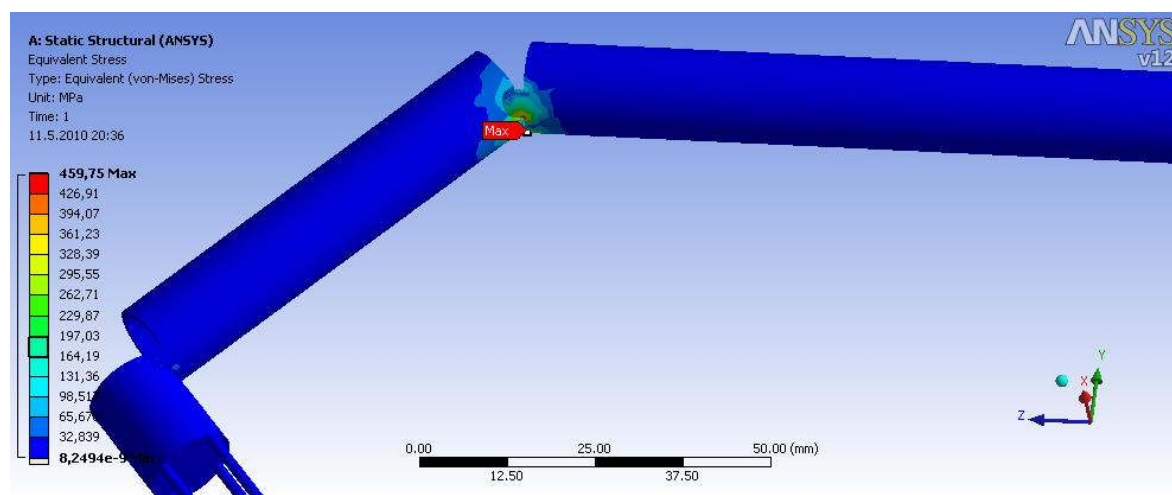
Největší hodnota posunutí byla zjištěna na horním páru jehel. V této poloze je zjištěna největší hodnota posunutí o velikosti 0,81 mm. Velikost posunutí je vzhledem k velikosti nástroje nízká a směřuje ven z nástroje v záporné ose x.



Obrázek 38 – velikost posunutí pro polohu 6

Redukované napětí

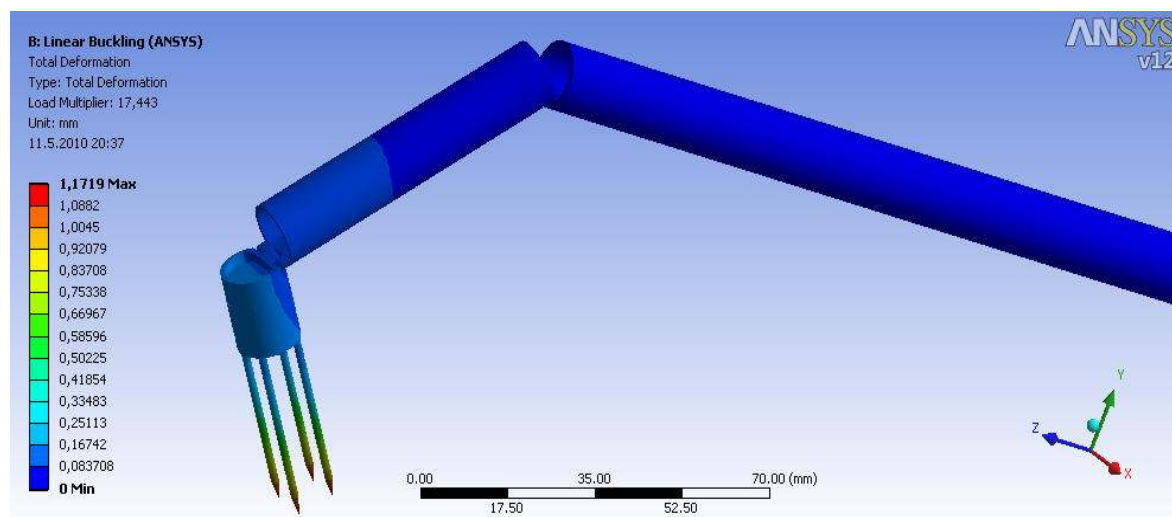
U tohoto případu byla zjištěna maximální hodnota redukovaného napětí pomocí hypotézy HMH v okolí kloubu 1, tato hodnota je 459,75 MPa. V důsledku toho, že je nástroj v koncové poloze je tato hodnota největší oproti ostatním polohám. Největší hodnota napětí působí je v okolí kloubu 1.



Obrázek 39 – redukované napětí pro polohu 6

Kontrola ztráty stability tvaru

V této poloze byl výsledek kritického násobku zatížení 17,44. Kritická hodnota síly je $F = 104,64$ N. Tato hodnota násobku je velmi vysoká, tzn. že daný nástroj vysoce odolný vůči ztrátě stability.

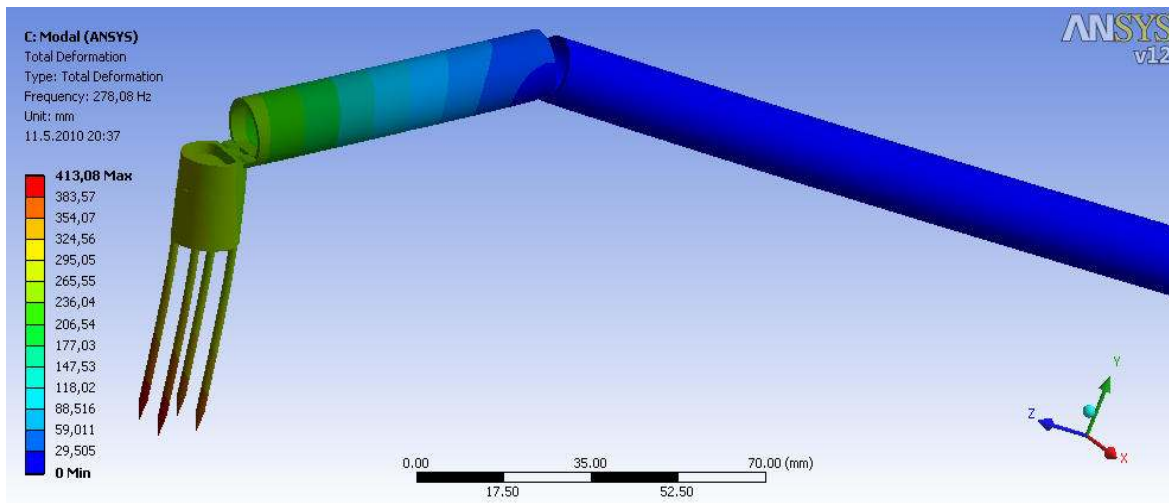


Obrázek 40 – Tvar ztráty stability tvaru pro polohu 6

Modální analýza

Výpočtem v programu Workbench, který je součástí Ansysu byla provedena modální zkouška a následným vyhodnocením naměřených dat, kterou bylo zjištěno 6 vlastních tvarů a frekvencí. První vlastní tvar má nejnižší vlastní frekvenci rovnu 278,08 Hz, tento

tvár je vidět na obrázku č.41, na kterém bylo upraveno měřítko na lepší viditelnost. Další vlastní frekvence jsou 401,15 Hz, 750,04 Hz, 809,75 Hz, 870,77 Hz a 874,53 Hz. Vypočtené vlastní tvary a frekvence slouží k posouzení, jak se tento nástroj bude chovat v rukou operátora. Vypočtené frekvence mají velmi vysokou hodnotu, nástroj se nechvěje a je velmi stabilní.

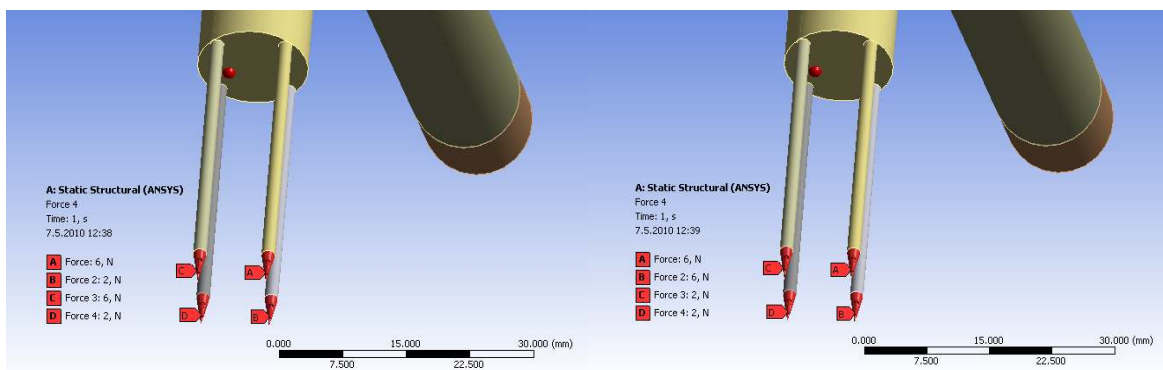


Obrázek 41 – První vlastní tvar pro polohu 6

4.6 Výpočty při uvažování nelineárního zatížení

Nelineární zatížení je do výpočtu zařazeno proto, že jaterní tkáň není homogenní. Zatížení je rozděleno na dva typy a byla provedena kontrola pro dvě polohy s nejvyšší vypočítanou hodnotou redukovaného napětí při lineárním zatížení (polohy 5 a 6).

V prvním typu nelineárního zatížení jsou elektrodové jehly rozděleny na dva páry. Levý pár jehel je zatížen silou 6N na každou jehlu a pravý pár je zatížen silou 2N na každou jehlu. V druhém typu nelineárního zatížení jsou jehly rozděleny obdobně jako v prvním s tím rozdílem, že na horním páru jehel je zatížení 6N na každou jehlu a ve spodním páru jehel je zatížení 2N na každou jehlu.



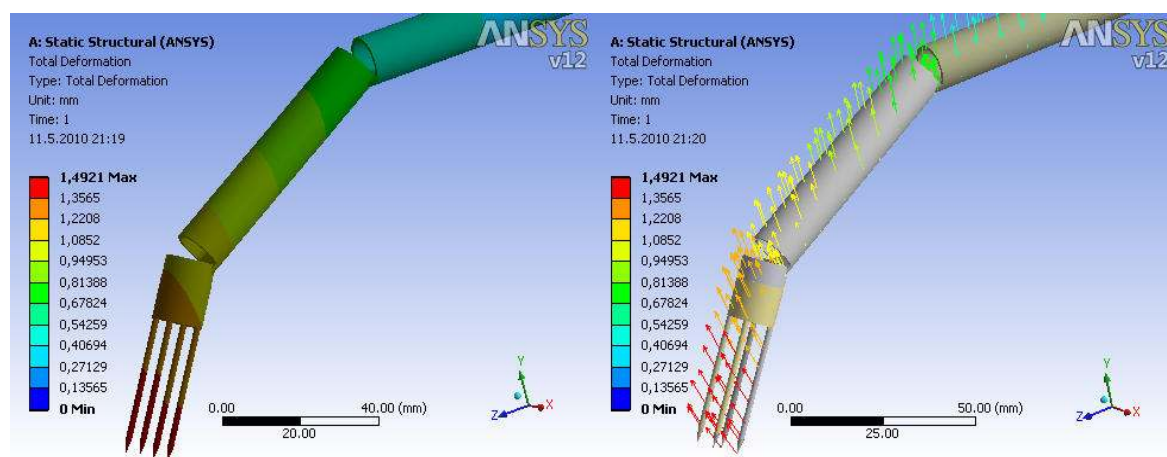
Obrázek 42 – Dva typy nelineárního zatížení

4.6.1. Výpočet nelineárního zatěžovacího případu typu 1 pro polohu 5

Pro nelineární zatížení byl u polohy 5 proveden výpočet posunutí, výpočet redukovaného napětí pomocí hypotézy HMH a kontrola ztráty stability tvaru. Hodnoty z těchto výpočtů jsou na závěr uvedeny v tabulce č.5. Poloha 5 je natočena na obou kloubech o úhel 30 stupňů a zatěžovací síly působí v ose jehel. V tomto zatěžovacím stavu je nelineární zatížení rozděleno mezi levý a pravý pár jehel.

Posunutí

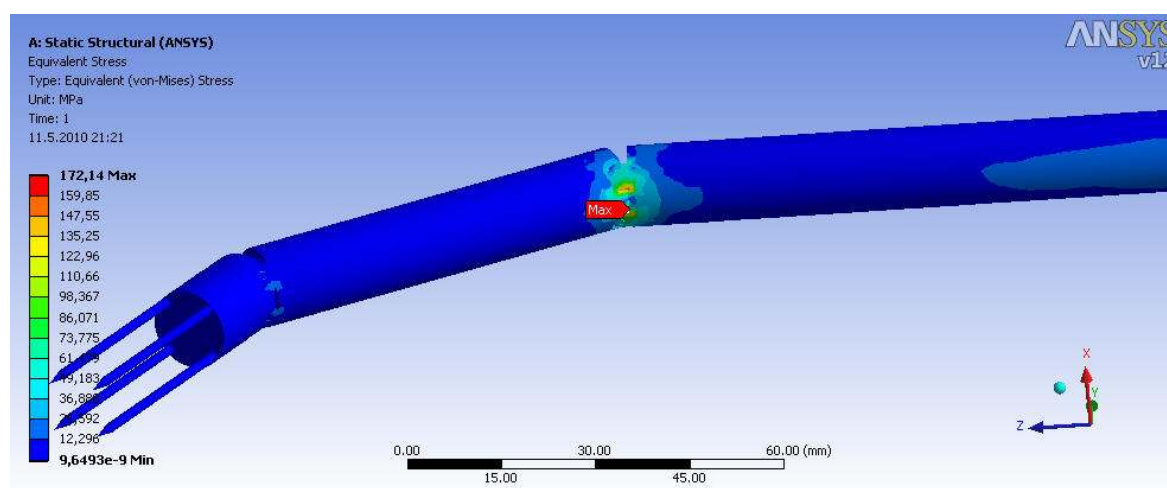
Posunutí v této poloze se projeví na celém nástroji. nejvyšší hodnota je v místě jehel. Nejvyšší hodnota posunutí je na horním páru jehel a to 1,49 mm.



Obrázek 43 – velikost posunutí pro nelineární zatížení typu 1

Redukované napětí

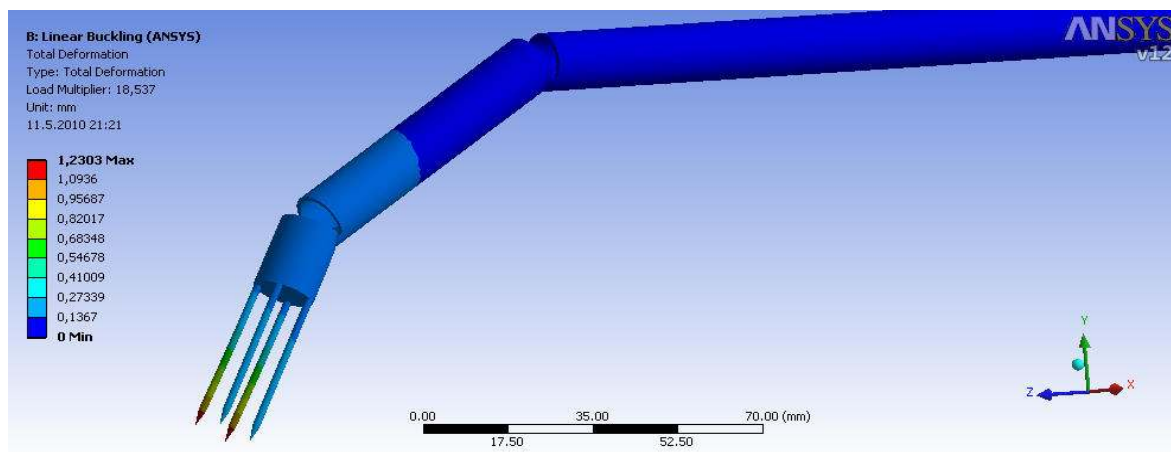
Maximální hodnota redukovaného napětí byla zjištěna v okolí kloubu 1 a má hodnotu 172,14 MPa. Tato hodnota byla zjištěna pomocí hypotézy HMH.



Obrázek 44 – redukované napětí pro nelineární zatížení typu 1

Kontrola ztráty stability tvaru

Na této poloze byla provedena kontrola ztráty stability s výslednou hodnotou násobku 18,53. Pro zatěžující sílu 2N je kritická hodnota síly je $F = 37,06 \text{ N}$ a pro zatěžující sílu 6N je kritická hodnota síly $F = 111,18 \text{ N}$. Násobek síly je nereálný a nástroj je vysoce odolný vůči ztrátě stability.



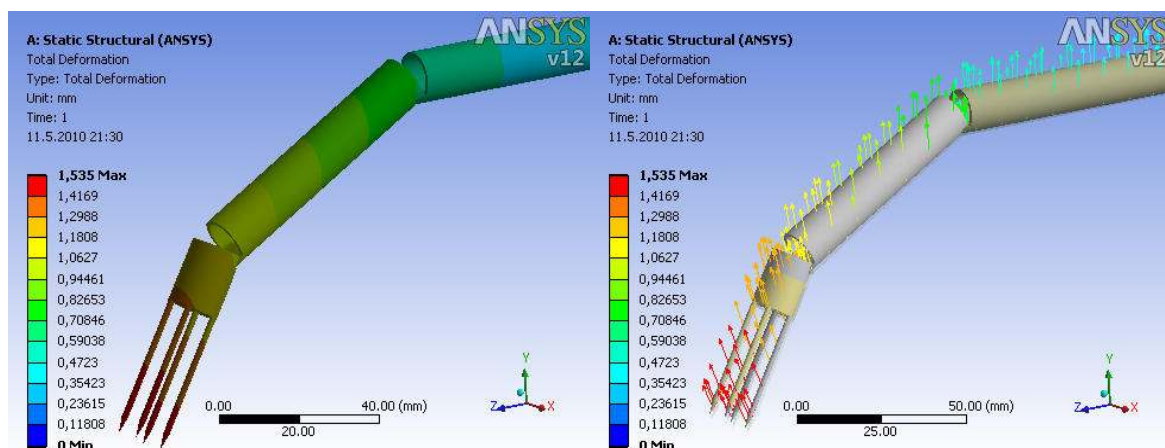
Obrázek 45 – Tvar ztráty stability tvaru pro nelineární zatížení typu 1

4.6.2. Výpočet nelineárního zatěžovacího případu typu 2 pro polohu 5

U této polohy byl proveden výpočet posunutí, výpočet redukovaného napětí pomocí hypotézy HMM a kontrola ztráty stability tvaru. Hodnoty z těchto výpočtů jsou na závěr uvedeny v tabulce č.5. Poloha 5 - natočení obou kloubů o úhel 30 stupňů a zatěžovací síly působí v ose elektrodových jehel. Nelineární zatížení je v této poloze zadáno na horní a dolní pár jehel.

Posunutí

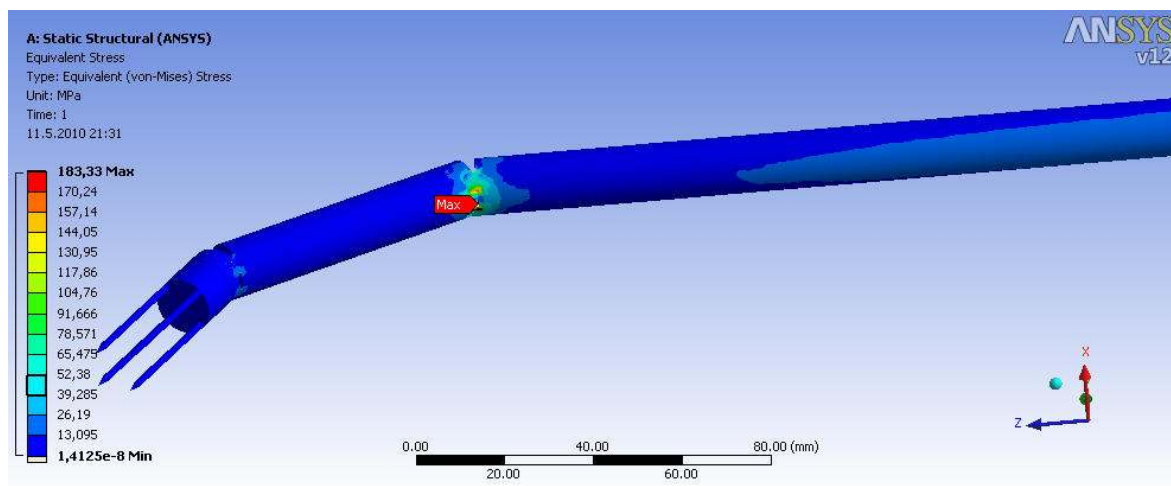
Posunutí u této polohy má největší hodnotu 1,53 mm a tato hodnota je rozložena na elektrodových jehlách. Jehly jsou v této poloze vychýleny směrem ven z nástroje do směru osy y.



Obrázek 46 – Velikost posunutí pro nelineární zatížení typu 2

Redukované napětí

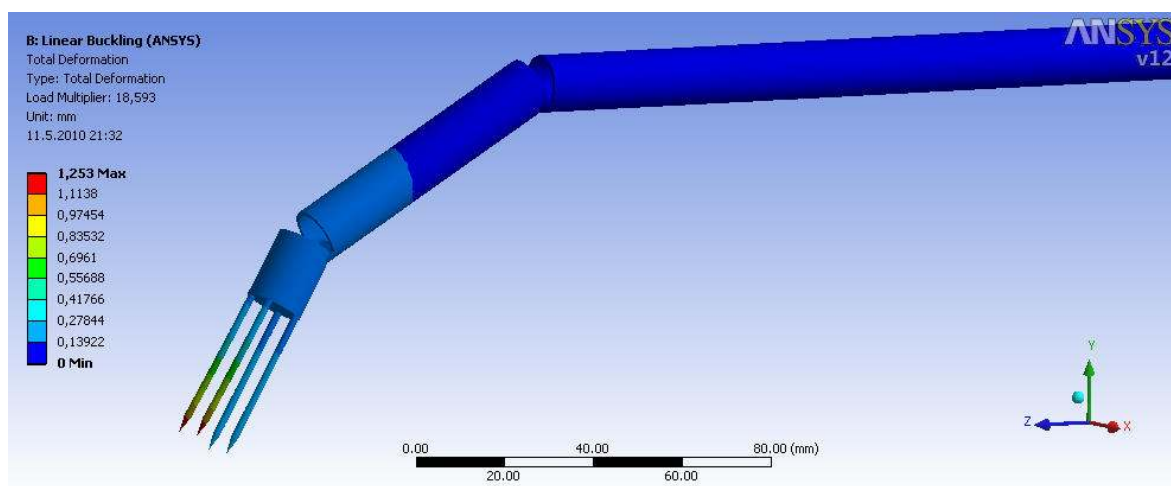
Maximální hodnota redukovaného napětí v této poloze byla zjištěna v okolí kloubu 1 pomocí HMH hypotézy. Maximální hodnota napětí je 183,3 MPa. Další vyšší hodnoty napětí jsou zjištěny v okolí kloubu 2 a na horní a spodní straně trubky 1, která se v důsledku zatížení bude prohýbat.



Obrázek 47 – Redukované napětí pro nelineární zatížení typu 2

Kontrola ztráty stability tvaru

V této poloze byl nástroj zkontrolován na ztrátu stability tvaru, kde má násobek síly výslednou hodnotu 18,59. Pro zatěžovací sílu 2N je kritická hodnota síly $F = 37,18$ N a pro zatěžovací sílu 6N je kritická hodnota síly $F = 111,54$ N. Tento násobek síly je vysoký, tudíž je ztráta stability nereálná a daný nástroj vysoce odolný.



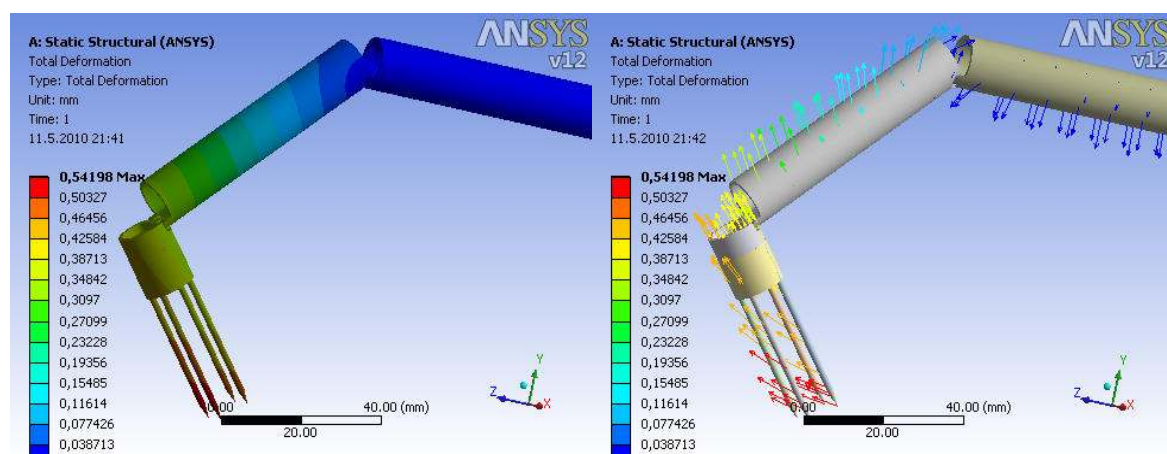
Obrázek 48 – Tvar ztráty stability tvaru pro nelineární zatížení pro tvar 2

4.6.3. Výpočet nelineárního zatěžovacího případu typu 1 pro polohu 6

Pro nelineární zatížení byl u polohy 6 proveden výpočet posunutí, výpočet redukovaného napětí pomocí hypotézy HMM a kontrola ztráty stability tvaru. Hodnoty z těchto výpočtů jsou na závěr uvedeny v tabulce č.5 Mechanismus je v této poloze maximálně natočen na kloubu 1 o úhel 45 stupňů a na kloubu 2 o úhel 85 stupňů od počáteční polohy. Na elektrodové jehly působí zatěžovací síly ve směru os jehel.

Posunutí

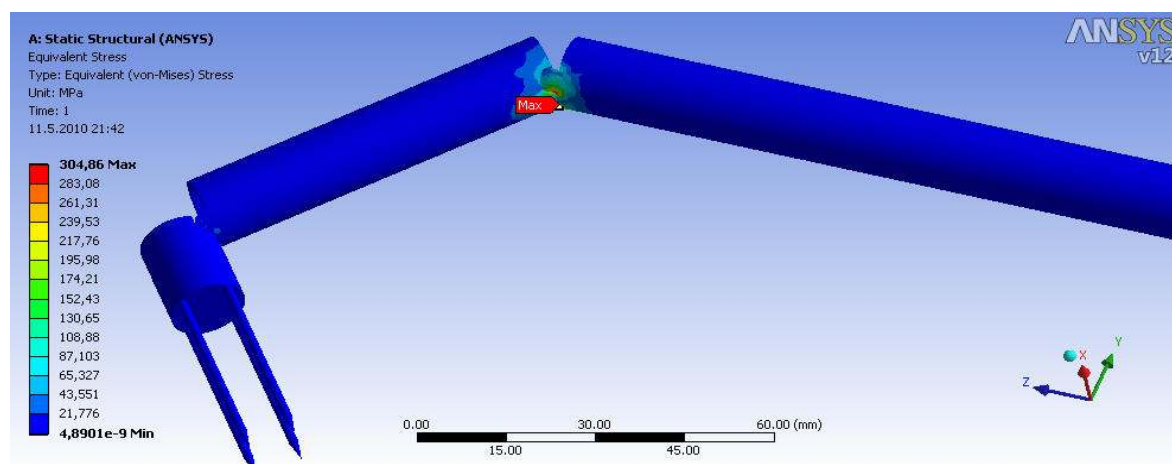
Největší hodnota posunutí byla zjištěna na horním páru jehel. V této poloze je zjištěna největší hodnota posunutí o velikosti 0,54 mm. Velikost posunutí je vzhledem k velikosti nástroje nízká a směřuje ven z nástroje v záporné ose x.



Obrázek 49 – Velikost posunutí pro nelineární zatížení typu 1

Redukované napětí

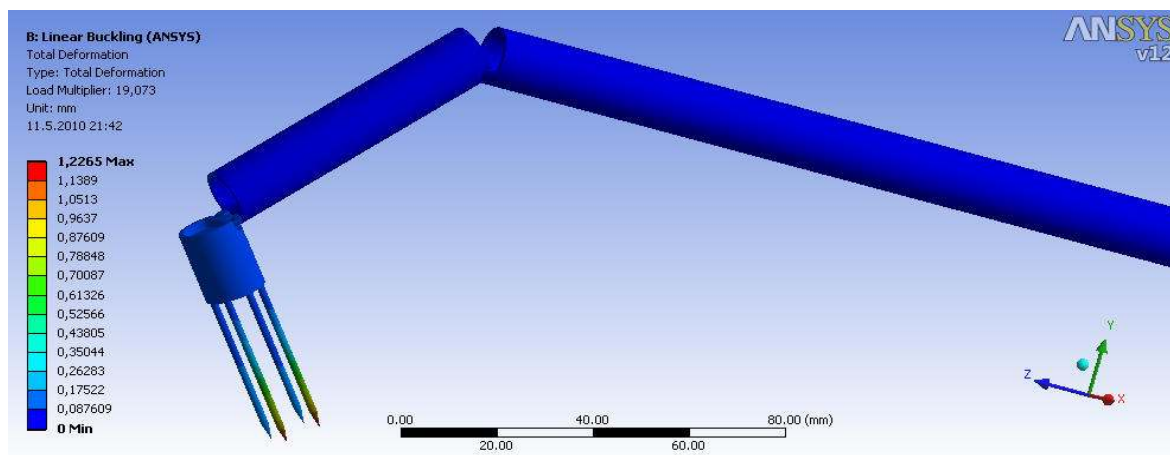
Redukované napětí bylo získáno pomocí hypotézy HMM. Maximální hodnota napětí byla zjištěna v okolí první části kloubu 1 s výsledkem 304,86 MPa. V důsledku toho, že je nástroj v krajní poloze je tato hodnota maximální ve srovnání s ostatními polohami. Maximální napětí bude působit v okolí kloubu 1.



Obrázek 50 – Redukované napětí pro nelineární zatížení typu 1

Kontrola ztráty stability tvaru

V této poloze byl výsledek násobku zatížení 19,07. Kritická hodnota síly pro nelineární zatížení 2N je $F = 38,14 \text{ N}$ a pro nelineární zatížení 6N je kritická hodnota síly $F = 114,42 \text{ N}$. Tato hodnota násobku je velmi vysoká, tzn. že daný nástroj vysoce odolný vůči ztrátě stability, protože tato hodnota je nereálná.



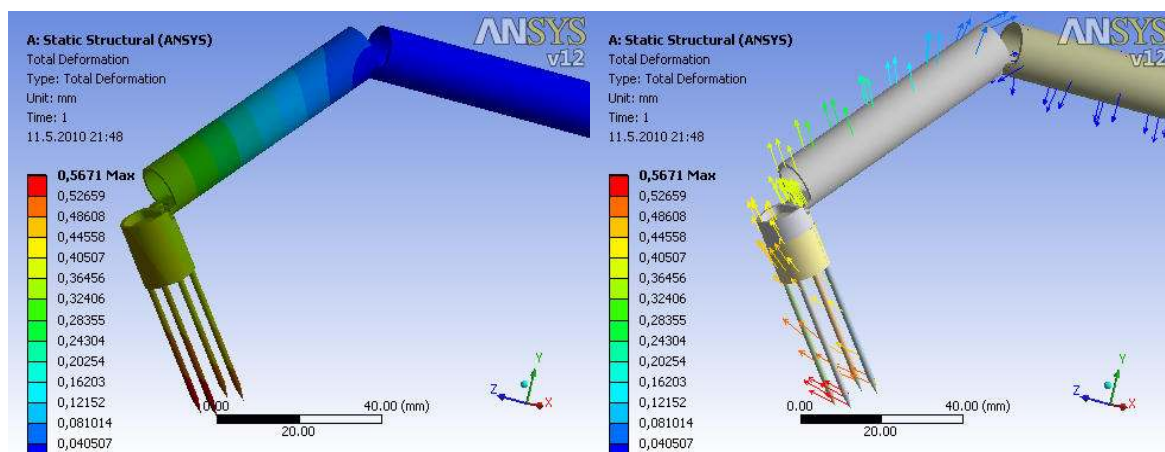
Obrázek 51 – Tvar ztráty stability tvaru pro nelineární zatížení typu 1

4.6.4. Výpočet nelineárního zatěžovacího případu typu 2 pro polohu 6

U polohy 6 byl pro nelineární zatížení proveden výpočet posunutí, výpočet redukovaného napětí pomocí hypotézy HMM a kontrola ztráty stability tvaru. Hodnoty z těchto výpočtů jsou na závěr uvedeny v tabulce č.5. Nástroj je v této poloze maximálně natočen na kloubu 1 o úhel 45 stupňů a na kloubu 2 o úhel 85 stupňů od počáteční polohy. Na elektrodové jehly působí zatěžovací síly ve směru os jehel. Nelineární zatížení je u tohoto případu rozděleno mezi horní a dolní pár jehel.

Posunutí

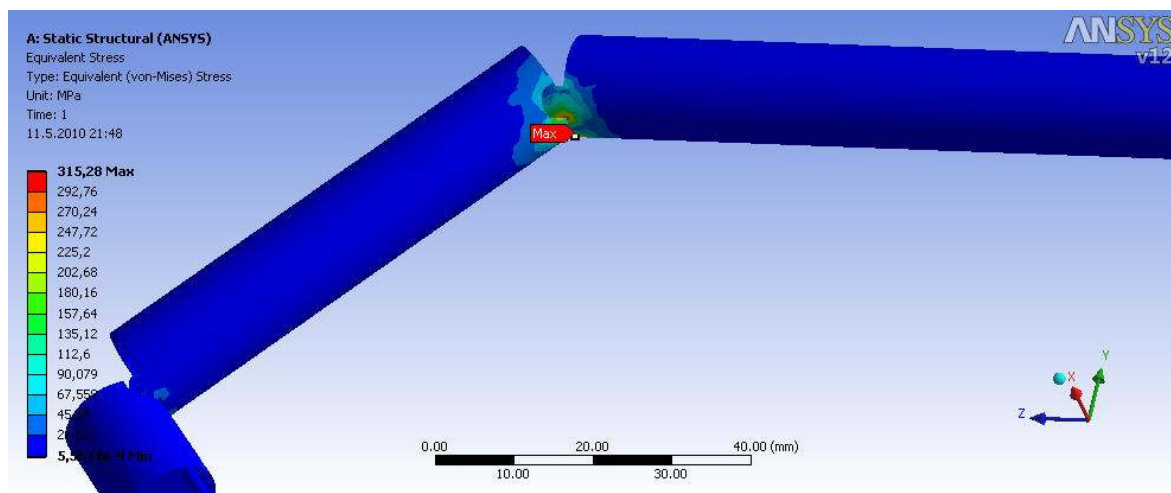
Největší hodnota posunutí u této polohy je 0,56 mm. Jehly jsou v této poloze vychýleny směrem ven z nástroje v záporném směru osy x.



Obrázek 52 – Velikost posunutí pro nelineární zatížení typu 2

Redukované napětí

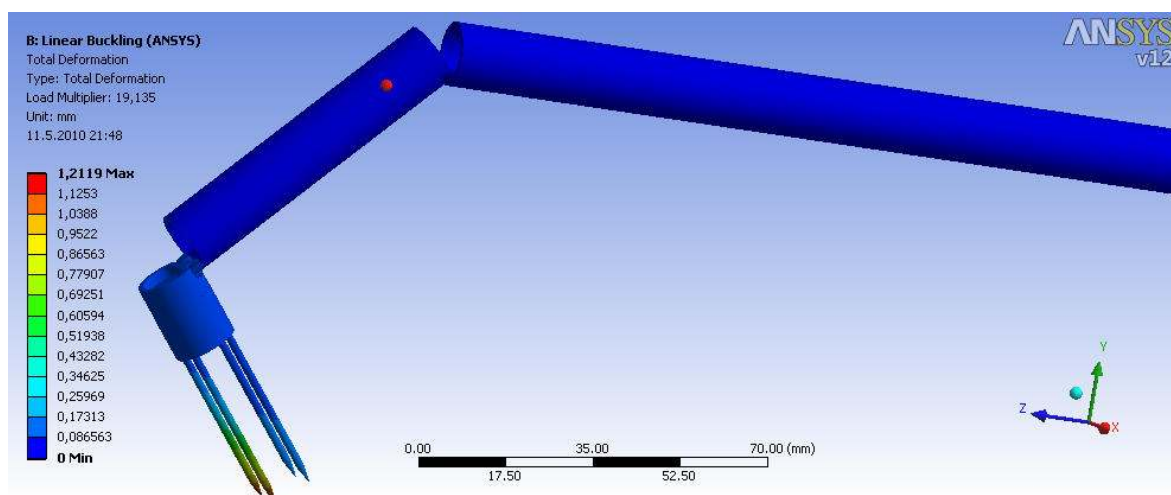
Maximální hodnota redukovaného napětí v této poloze byla zjištěna v okolí kloubu 1 pomocí HMM hypotézy. Maximální hodnota napětí je 315,28 MPa. V důsledku toho, že je nástroj v krajní poloze je tato hodnota vyšší vzhledem k ostatním polohám. Maximální napětí působí v okolí kloubu 1.



Obrázek 53 – redukované napětí pro nelineární zatížení typu 2

Kontrola ztráty stability tvaru

V této poloze byl nástroj zkontrolován na ztrátu stability tvaru, kde zjištěný koeficient dosáhl hodnoty 19,13. Kritická hodnota síly pro nelineární zatížení 2N je $F = 38,26$ N a pro nelineární zatížení 6N je kritická hodnota síly $F = 114,78$ N. Tento násobek síly je vysoký, tudíž je daný mechanismus vysoce odolný vůči ztrátě stability.



Obrázek 54 – Tvar ztráty stability tvaru pro nelineární zatížení typu 2

4.7 Srovnání výsledků lineárního a nelineárního zatížení

Tabulka č.4 srovnává u lineárního zatížení výsledky posunutí, redukovaného napětí, násobku zatěžující síly a frekvence nástroje ve vypočtených polohách. Při nelineárním zatížení jsou v tabulce č.5 u dvou poloh s nejvyšší hodnotou napětí srovnávány výsledky posunutí, redukovaného napětí a násobku zatěžující síly pro dva případy nelineárního zatížení.

Poloha č.	Posunutí [mm]	Napětí [MPa]	Multiplikátor	Frekvence [Hz]
Poloha 1	0,004	7,93	20,43	657
Poloha 2	0,08	41,03	18,74	604,4
Poloha 3	0,12	79,9	18,67	652,3
Poloha 4	0,07	34,4	16,5	97,98
Poloha 5	2,23	260,8	18,88	265,1
Poloha 6	0,81	459,75	17,4	278,1

Tabulka 4 – Hodnoty rovnoměrného zatížení

Poloha č.	Posunutí [mm]	Napětí [MPa]	Multiplikátor
Typ 1 poloha 5	1,49	172,15	18,53
Typ 2 poloha 5	1,53	183,3	18,59
Typ 1 poloha 6	0,54	304	19,07
Typ 2 poloha 6	0,6	259	19

Tabulka 5 – Hodnoty nerovnoměrného zatížení

Při lineárním zatížení vznikla nejvyšší hodnota posunutí u polohy 5 a měla hodnotu 2,23mm. V poloze 6 bylo zjištěno největší redukované napětí o hodnotě 459,75 MPa, odtud plyne nutnost zvolit materiál nástroje, který bude mít vyšší mez kluzu než vypočtená hodnota napětí. Násobek zatěžovací síly má v poloze 4 nejmenší hodnotu 16,5 , nástroj by při tomto násobku síly ztratil stabilitu, což je nereálné, protože tohoto zatížení nelze dosáhnout a celá konstrukce nástroje je tak vysoce odolná. Provedením modální zkoušky byly zjištěny vlastní tvary a vlastní frekvence, nejmenší frekvence byla zjištěna v poloze 4 o hodnotě 97,98 Hz. Všechny tyto frekvence mají vysokou hodnotu, tzn. že nástroj se nebude chvět v ruce operátora a bude stabilní.

Nelineární zatížení je zjišťováno ve dvou polohách, u kterých bylo zjištěno největší redukované napětí u lineárního zatížení. Největší hodnota posunutí 1,53 mm vznikla u zatěžovacího případu typu 2 u polohy 5. U zatěžovacího případu typu 1 u polohy 6 bylo zjištěno největší redukované napětí o hodnotě 304 MPa. Nástroj má u zatěžovacího případu typu 1 v poloze 5 nejmenší násobek zatěžovací síly o hodnotě 18,53, což je také vysoká hodnota podobně jako u lineárního zatížení.

5. ZÁVĚR

V první části bakalářské práce bylo vysvětleno co je to laparoskopie, k čemu se využívá a jaké jsou její výhody. Byly zde také popsány důležité nástroje, které jsou při provádění laparoskopie nezbytně nutné a také její průběh. V závěru této části byla popsána radiofrekvenční ablace jaterních nádorů.

V druhé části byl popsán nástroj Habib 4X pro otevřenou ablaci spolu s elektrochirurgickým radiofrekvenčním generátorem Rita 1500X od firmy AngioDynamics, který dodává energii pro ablaci jaterních tkání. Dále byl popsán trokar, který vytváří přístup do dutiny břišní a původní rovný laparoskopický nástroj. V dutině břišní není mnoho místa a operátor měl omezené možnosti při provádění ablace v zadních částech jaterní tkáně a proto bylo nutné vylepšit stávající rovný laparoskopický model. Nejdříve byl navržen prostorový mechanismus se třemi klouby, kde první a třetí kloub měly možnost ohybu ve vertikálním směru a druhý kloub v horizontálním směru. Zapichování probíhalo tak, že třetí kloub se natočil do maximální polohy 85 stupňů, druhý kloub se otočil v horizontální poloze na pravou nebo levou stranu, první kloub se mohl podle potřeby natočit až o úhel 45 stupňů a operátor prováděl zapichování natáčením rukojeti doprava nebo doleva, podle toho na kterou stranu byl otočen druhý kloub. Tento návrh byl z důvodu složitému tvaru a pracnosti při zapichování zamítnut a byla zvolena jednodušší varianta rovinného laparoskopického mechanismu se dvěma klouby, který je svým tvarem podobný mechanismu se třemi klouby, ale tyto klouby mají možnost ohybu pouze ve vertikálním směru a zapichování je možno provádět tlakem do rukojeti nebo pomocí kloubu 1 ovládaného z plastové rukojeti, u kterého slouží trubka 2 jako rameno a pomocí otáčení v kloubu 1 dochází k zapichování jehel do jaterní tkáně.

V poslední části této bakalářské práce byly provedeny kontrolní výpočty pro nástroj se dvěma klouby. Nejdříve byla experimentálním měřením zjištěna zatěžovací síla nutná pro vpich jehly do jater, která byla z důvodů bezpečnosti zdvojnásobena na 6N. Byly vypočteny momenty a zatěžovací síly ve vetknutí nástroje pro 4 varianty, tyto hodnoty byly zaneseny do grafů a z důvodů bezpečnosti byly tyto hodnoty kontrolovány s koeficientem bezpečnosti $\mu = 3$. Před zahájením práce v programu Workbench bylo navrženo šest operačních poloh nástroje, které simulují pohyb nástroje při operaci. U těchto poloh byly vytvořeny slepené kontakty, které zabraňují posunutí kontaktních ploch ve všech směrech. Byla vytvořena síť pomocí krychlových a jehlanových prvků a zadány okrajové podmínky jako je pevné uchycení na konci nástroje při přechodu do rukojeti a síly, které byly zadány na kuželovou část hrotů elektrodových jehel. Pro těchto šest poloh bylo při lineárním zatížení zjištěno posunutí a deformace a velikost redukováného napětí podle hypotézy HMH. Dále byla provedena kontrola ztráty stability tvaru mechanismu a modální analýza, jejíž výsledkem jsou vlastní tvary a vlastní frekvence. Nejvyšší hodnota posunutí vznikla u

polohy 5 a měla hodnotu 2,23mm. V poloze 6 bylo zjištěno největší redukované napětí o hodnotě 459,75 MPa, odtud plyne nutnost zvolit materiál nástroje, který bude mít vyšší mez kluzu než vypočtená hodnota napětí. Násobek zatěžovací síly má v poloze 4 nejmenší hodnotu 16,5. Nástroj by při tomto násobku síly ztratil stabilitu. Tohoto zatížení ale nelze dosáhnout a celá konstrukce nástroje je tak vysoce odolná. Provedením modální zkoušky byly zjištěny vlastní tvary a vlastní frekvence. Nejmenší frekvence byla zjištěna v poloze 4 o hodnotě 97,98 Hz. Všechny tyto frekvence mají vysokou hodnotu, tzn. že nástroj se nebude chvět v ruce operátora a bude stabilní. Nelineární zatížení je zjišťováno ve dvou polohách, u kterých bylo zjištěno největší redukované napětí u lineárního zatížení. Největší hodnota posunutí 1,53 mm vznikla u zatěžovacího případu typu 2 u polohy 5. U zatěžovacího případu typu 1 u polohy 6 bylo zjištěno největší redukované napětí o hodnotě 304 MPa. Mechanismus má u zatěžovacího případu typu 1 v poloze 5 nejmenší násobek zatěžovací síly o hodnotě 18,53, což je také vysoká hodnota podobně jako u lineárního zatížení.

Tato práce vznikla ve spolupráci s pracovníky a doktorandy z FEI a lékaři z FNO. Šlo o práci mezioborovou a svým zaměřením zcela novou. V budoucnu bude nutno dále řešit ovládání a pohony jednotlivých členů mechanismu (manipulátoru), aretace mechanismu ve zvolené poloze. Tuto část by měli v následujícím období vyřešit odborníci a studenti z Katedry robototechniky FS VŠB-TUO tak, jak již bylo domluveno. Dalším krokem by měla být výroba prototypu a jeho testování.

6. POUŽITÁ LITERATURA

Knihy

1. DRAHOŇOVSKÝ, Václav; Laparoskopie. 1. vydání. Galén: Praha 2000, 103 s. ISBN 80-7262-060-6
2. KRATOCHVÍL, Bohumil a kol. Úvod do studia materiálů. 1. vydání. Vysoká škola chemicko-technologická: Praha 2005, 190 s. ISBN 80-7080-568-4.
3. PAFKO, Pavel. Praktická a laparoskopická a torakoskopická chirurgie. 1. vydání. Grada: Praha 1998, 108 s. ISBN 80-7169-532-7
4. PENHAKER, Marek; IMRAMOVSKÝ, Martin; TIEFENBACH, Petr, Lékařské diagnostické přístroje – učební texty. 1. vydání. VŠB – TECHNICKÁ UNIVERZITA: Ostrava: 2004, 332 s. ISBN 80-248-0751-3.
5. SKALICKÝ, Tomáš; TŘEŠKA, Vladislav. Radiofrekvenční ablace jaterních nádorů. 1. vydání. MAXDORF: Praha 2006, 94 s. ISBN 80-7345-063-1.
6. WEBSTER, John G. Medical instrumentation: Application and design. 3. vydání. WILEY: Hoboken (USA) 1998, 691 s. ISBN 0-471-15368-0.

Elektronické zdroje

7. Angiodynamics [online]. 2010 [cit. 2010-03-12]. Dostupné z WWW:
<http://www.angiodynamics.com/products/>
8. Fakultní nemocnice Ostrava [online]. 2009 [cit. 2010-04-28]. Dostupné z WWW:
<http://www.fno.cz/tiskove-zpravy/prvni-laparoskopicky-odber-ledviny-provedli-specialiste-chirurgicke-kliniky-fn-ostrava>
9. Mdh [online]. 2008 [cit. 2008-03-24]. Dostupné z WWW:
<http://www.mdh.it/index.php?id=25>
10. Sciencedaily [online]. 2009 [cit. 2010-03-25]. Dostupné z WWW:
<http://www.sciencedaily.com/releases/2005/09/050910090637.htm>
11. Wikipedia [online]. 2002 [cit. 2010-04.09]. Dostupné z WWW:
http://cs.wikipedia.org/wiki/Metoda_kone%C4%8Dn%C3%BDch_prvk%C5%AF

7. SEZNAM PŘÍLOH

Příloha A: Fotodokumentace z měření zatěžovací síly

Příloha B: Výkresová dokumentace

Výkres sestavení SB3APM01 – 01

Výrobní výkres SB3APM01 – 01.1

Výrobní výkres SB3APM01 – 01.2

Výrobní výkres SB3APM01 – 01.3

Výrobní výkres SB3APM01 – 01.4

Výrobní výkres SB3APM01 – 01.5

Výrobní výkres SB3APM01 – 01.6

Výrobní výkres SB3APM01 – 01.7

Výrobní výkres SB3APM01 – 01.8

Výrobní výkres SB3APM01 – 01.9

Příloha A: Fotodokumentace z měření zatěžovací síly

